

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАХІДНОУКРАЇНСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАХІДНОУКРАЇНСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

ДИВАК АНДРІЙ МИКОЛАЙОВИЧ

УДК: 681.52

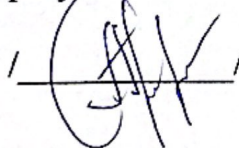
ДИСЕРТАЦІЯ

**МАТЕМАТИЧНЕ ТА ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПІДТРИМКИ
НЕЙРОМОНІТОРИНГУ ПІД ЧАС ОПЕРАЦІЇ НА ЩИТОПОДІБНІЙ ЗАЛОЗІ**

Спеціальність 121 – Інженерія програмного забезпечення
Галузь знань 12 – Інформаційні технології

Подається на здобуття ступеня доктора філософії.

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

/  / А.М. Дивак

Науковий керівник: Мельник Андрій Миколайович, доктор технічних наук,
професор

Тернопіль – 2026

АНОТАЦІЯ

Дивак А.М. Математичне та програмне забезпечення підтримки нейромоніторингу під час операції на щитоподібній залозі. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття ступеня доктора філософії за спеціальністю 121 – Інженерія програмного забезпечення – Західноукраїнський національний університет, Тернопіль, 2026.

Підготовка здійснювалась на кафедрі комп'ютерних наук Західноукраїнського національного університету Міністерства освіти і науки України.

У дисертаційній роботі розглянуто науково-технічне завдання розробки математичного та програмного забезпечення інформаційної технології та програмно-апаратного комплексу для підтримки нейромоніторингу під час операції на щитоподібній залозі, які розширюють функції програмно-апаратного комплексу для налаштування параметрів електричного струму, залежно від електрофізіологічних властивостей тканин поля хірургічного втручання конкретного пацієнта та забезпечують контроль відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН. Метою дисертаційного дослідження є зниження ризику пошкодження ПГН в процесі операції на щитоподібній залозі у спосіб розроблення математичного та програмного забезпечення програмно-апаратного комплексу для підтримки нейромоніторингу під час операції на щитоподібній залозі.

У вступі, наведено актуальніс теми дисертаційного дослідження, мету та основні завдання, а також наукову новизну та практичну значущість.

У першому розділі проведено детальний аналіз сучасних технологій інтраопераційного нейромоніторингу та сформовано практичні аспекти їхнього застосування. За результатами проведеного аналізу встановлено, що електрофізіологічний метод моніторингу є найбільш перспективним підходом для суттєвого зниження ризику травмування поворотного гортанного нерва. Цей

метод передбачає подразнення тканин у зоні хірургічного втручання поблизу поворотного гортанного нерва і подальше оцінювання м'язової реакції шляхом моніторингу скорочення голосових зв'язок. Для цього моніторингу використовується спеціальний звуковий сенсор. Також було встановлено, що частота електричних імпульсів, які використовуються для стимуляції поворотного гортанного нерва, варіюється залежно від конкретного клінічного випадку, проте загалом коливається від кількох одиниць до кількох десятків герц.

Наступна частина розділу містить огляд існуючих програмно-апаратних комплексів, біомедичних приладів та систем, медичних систем інтраопераційного нейромоніторингу. Зауважено, що всі системи націлені на забезпечення безпеки пацієнта та зниження ризику пошкодження ПГН. Розглянуто як універсальні системи моніторингу, системи медичної діагностики, а також системи, орієнтовані виключно на моніторинг поворотного гортанного нерва. Останні, як правило, побудовані на базі одноплатних комп'ютерів та використовують електрофізіологічний метод подразнення та звуковий сенсор, встановлений в ендотрахеальній трубці, для реєстрації реакції. У ході аналізу сформульовано основні недоліки та обмеження цих існуючих програмно-апаратних рішень, що є критично важливим для подальшого проєктування ефективніших систем.

У заключній частині першого розділу, на підставі проведеного аналізу та виявлених недоліків існуючих рішень, здійснено постановку науково-технічного завдання. Сформульовано мету та основні завдання дисертаційного дослідження. Наведені висновки узагальнюють результати огляду літературних джерел та обґрунтовують актуальність розробки нової системи інтраопераційного нейромоніторингу.

У результаті проведеного аналізу існуючих технологій інтраопераційного нейромоніторингу поворотного гортанного нерва, наведеного у розділі першому, виявлено значні обмеження їхнього функціонування. Зокрема, наявні засоби моделювання електрофізіологічних характеристик тканин хірургічного

поля, які базуються на різницевих або алгебричних рівняннях, описують лише розподіл характеристик інформаційного сигналу. Проте, оскільки побудований розподіл не має візуальної прив'язки до конкретних тканин, він не дає можливості хірургу чи його асистенту чітко зрозуміти положення нерва на полі втручання.

Для усунення цього критичного недоліку обґрунтовано доцільність розробки та впровадження в інформаційну технологію інтраопераційного нейромоніторингу нової математичної моделі, яка б дозволяла визначати відстань від точки подразнення тканин електричним струмом до поворотного гортанного нерва. Така модель повинна комплексно відображати процес поширення електричного потенціалу в тканинах хірургічного поля, а також формування акустичного сигналу внаслідок скорочення голосових зв'язок.

У другому розділі наведено результати досліджень процесів електричної стимуляції тканин поля хірургічного втручання та розподілу електричного струму в тканинах. На основі експериментальних досліджень встановлено, що збудження нерва залежить від відстані від точки подразнення на тканинах поля хірургічного втручання до ПГН і відповідно акустичний сигнал, як реакція на подразнення тканин поля хірургічного втручання, який формується внаслідок розтягнення голосових зв'язок та проходження повітря через гортань пацієнта, є індикатором цієї відстані. Визначено основні характеристики акустичного сигналу, від яких залежить ця відстань: амплітуда акустичного сигналу та амплітуда його головної спектральної складової.

У цьому ж розділі, спираючись на припущення, що ґрунтуються на нейрохронаксихній теорії утворення голосу, розроблену Юссоном, запропоновано та обґрунтовано структуру інтервальної математичної моделі поширення електричного потенціалу в тканинах операційної рани під час подразнення їх імпульсним електричним струмом та формування реакції на подразнення голосових зв'язок у вигляді акустичного сигналу. Запропонована структура є інтервальним рівнянням з двома адитивними компонентами: вираз, який описує поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного

втручання; вираз у вигляді квадратичної залежності між відстанню від точки подразнення тканин до ПГН та значенням максимальної амплітуди головної спектральної складової акустичного сигналу. Причому, у першому виразі невідомими коефіцієнтами є коефіцієнт α затухання електричного сигналу, який залежить від типу тканин, та коефіцієнт k , який характеризує середовище поширення електричного сигналу та характеристики засобів середовища перетворення електричного сигналу в акустичний. На підставі обґрунтованої структури математичної моделі, наведено підхід до ідентифікації інтервальної математичної моделі поширення електричного потенціалу в тканинах операційної рани під час подразнення їх імпульсним електричним струмом та формування реакції на подразнення голосових зв'язок у вигляді акустичного сигналу, яка на відміну від існуючих моделює інтервальну відстань від точки подразнення до ПГН в залежності від амплітуди акустичного сигналу та амплітуди його головної спектральної складової, і забезпечує зниження ризику пошкодження ПГН в процесі хірургічного втручання на щитоподібній залозі.

Для спрощення процедури ідентифікації інтервальної моделі, у заключній частині розділу наведено результати розробки нового методу ідентифікації інтервальної математичної моделі поширення електричного потенціалу в тканинах операційної рани та формування реакції на подразнення голосових зв'язок у вигляді акустичного сигналу, який на відміну від існуючих ґрунтується на поєднанні аналізу інтервальних даних та онтологічному підході, що у сукупності знижує час налаштування моделі під особливості тканин операційної рани пацієнта і забезпечує використання цієї моделі в програмно-апаратному комплексі для зниження ризику пошкодження ПГН.

У третьому розділі розкрито суть і принципи організації запропонованої інформаційної технології інтраопераційного нейромоніторингу. У схему технології введено два ключові кроки: адаптивне налаштування параметрів струму подразнення та оцінка відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до поворотного гортанного нерва.

Процедура оцінки відстані ґрунтується на використанні математичних

моделей, розроблених у другому розділі. Крім того, детально розглянуто питання адаптивного налаштування параметрів імпульсного струму з метою визначення оптимальної частоти слідування імпульсів для стимуляції.

Також у цьому розділі запропоновано та обґрунтовано метод та алгоритм оптимального програмного налаштування частоти слідування імпульсів електричного струму, яким подразнюють тканини поля хірургічного втручання під час інтраопераційного моніторингу ПГН, який на відміну від існуючих адаптує параметри імпульсного струму під електрофізіологічні характеристики тканин поля хірургічного втручання конкретного пацієнта, що забезпечує підвищення чутливості тканин до подразнення і в цілому зниження ризику пошкодження ПГН.

У завершальній частині цього розділу наведено результати удосконалення архітектури програмного та апаратного забезпечення пристрою підтримки інтраопераційного моніторингу ПГН, які на відміну від існуючих забезпечили цілісне функціонування комплексу, реалізацію функцій адаптації параметрів імпульсного струму під електрофізіологічні характеристики тканин поля хірургічного втручання конкретного пацієнта та обчислення відстані від точки подразнення до ПГН, що у сукупності підвищило характеристику ужиткованості користувачем системи підтримки інтраопераційного моніторингу і можливість зниження ризику пошкодження ПГН. Визначено характеристики компонент апаратного забезпечення для пристрою інтраопераційного моніторингу ПГН, які забезпечують цілісне функціонування комплексу в режимі онлайн та наведено їх специфікацію.

У четвертому розділі наведено особливості побудови програмно-апаратного комплексу інтраопераційного моніторингу ПГН та організації користувацького інтерфейсу. Реалізовано програмно основні функції програмно-апаратного комплексу: програмне управління процесом генерування імпульсного електричного струму з метою подразнення тканин поля хірургічного втручання; програмне налаштування оптимальної частоти імпульсного струму, з метою адаптації під електрофізіологічні властивості

тканин поля хірургічного втручання пацієнта та досягнення максимальної чутливості щодо реакції на подразнення у вихідному акустичному сигналі; отримання за допомогою звукового сенсору інформаційного (акустичного) сигналу – реакції на подразнення тканин поля хірургічного втручання, перетворення цього сигналу до цифрового вигляду; виведення акустичного сигналу на гучномовець, з метою грубої оцінки характеру тканин точки подразнення користувачем (хірургом, чи асистентом хірурга); опрацювання інформаційного сигналу, перетвореного до цифрового вигляду, з метою сегментації, визначення амплітуди та основної спектральної складової з максимальною амплітудою; обчислення відстані від точки подразнення на полі хірургічної рани до ПГН та класифікація тканин у точці подразнення; візуалізація результатів опрацювання інформаційного сигналу; запис усіх результатів подразнення тканин у файл, з доступом через веб-сервіс.

У цьому розділі також наведено приклад побудови інтервальної моделі поширення електричного потенціалу та формування акустичного сигналу в інформаційній технології інтраопераційного моніторингу ПГН, який ґрунтується на використанні онтологічного опису показів до оперативного втручання на щитоподібній залозі. Наведено результати моделювання.

У завершальній частині розділу наведено результати дослідження ефективності використання програмно апаратного комплексу інтраопераційного моніторингу ПГН. Порівняльна оцінка кількості парезів гортані та спричинених ними порушень фонації після хірургічного лікування зоба у двох групах за період з 2009 по 2023 рік. Перша група включала пацієнтів, у яких ПГН (поворотний гортанний нерв) визначали лише візуально під час операції на щитоподібній залозі. Друга група включала пацієнтів, яким проводили операції на щитоподібній залозі з використанням ІОНМ ПГН і зовнішніх гілок верхніх гортанних нервів із використанням розробленого програмно-апаратного комплексу. Аналіз кількості ушкоджень гортанних нервів у обох групах показав, що в групі з використанням ІОНМ на основі розробленого програмно-апаратного комплексу вони були в 2,5 раза менші, ніж у групі пацієнтів, яким операції

виконували з візуальною ідентифікацією нервів. Загалом порушення фонації у пацієнтів першої групи спостерігалися у 22 випадках, що становило 10,6% від числа оперованих пацієнтів, а у пацієнтів другої групи спостерігалися у 9 випадках (4,5%) ушкоджень гортанних нервів від числа оперованих пацієнтів. Таким чином, ризик ушкодження ПГН без використання розробленого програмно-апаратного комплексу, обчислений на фіксованій вибірці пацієнтів складає 10,6%, а у випадку його застосування, усього 4,5%, що вказує на зниження ризику, приблизно у 2,5 разів.

У висновках сформульовано основні результати дисертаційної роботи.

Ключові слова: інформаційна технологія, система, архітектура програмного забезпечення, програмні засоби, програмно-апаратний комплекс, математична модель, моделювання, інтервальний аналіз, онтологічний підхід, ідентифікація, оптимізація, щитоподібна залоза, поворотний гортанний нерв, інтраопераційний моніторинг, контролер, сенсор, надійність, відсутні дані, обробка даних, біомедичні прилади та системи, медичні системи, безпека пацієнта, медична діагностика, сервер, Redis, мікросервіси, веб.

ПЕРЕЛІК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

Наукові праці, в яких опубліковано основні наукові результати дисертації

1. Dyvak M., Melnyk A., Tymets V., Dyvak A., Banasik A., Piotrowski K., Wawryszczuk M. Electromyographic Identification of the Recurrent Laryngeal Nerve Using an Integrated Hardware–Software System During Thyroid Surgery. *Applied Sciences* (Switzerland), 2025, Vol. 15 (18), art. no. 10009. (1,18 д.а. / 0,4 д.а.; особистий внесок: архітектура програмно-апаратного комплексу та оцінка його ефективності).

DOI: <https://doi.org/10.3390/app 151810009> (Scopus, Q2).

2. Шідловський В., Шідловський О., Дивак А., Морозович І., Привроцький В. Оцінка методів ідентифікації та моніторингу нервів гортані. *Клінічна ендокринологія та ендокринна хірургія*, 2025, вип. 1, с. 27 – 34. (0,8 д.а. / 0,2 д.а.; особистий внесок: підбір матеріалів клінічних досліджень).

DOI: <https://doi.org/10.30978/CEES-2025-1-27> (Scopus).

3. Dyvak M., Deikalo I., Tymets V., Dyvak A., Osadchuk D. Concept of applying EMG for the hardware and software complex recurrent laryngeal nerve identification during thyroid surgery. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2025, p. 678 – 682. (0,5 д.а. / 0,1 д.а.; особистий внесок: принципи побудови методу оптимального програмного налаштування частоти слідування імпульсів електричного струму).

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT65614.2025.11185593> (Scopus).

4. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A., Kostyk B., Tyran S., Maslyiak Y. Increasing the Effectiveness of Neural Networks for Recurrent Laryngeal Nerve Identification by Signal Preprocessing. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2025, p. 683 – 687. (0,5 д.а. / 0,1 д.а.; особистий внесок: підбір матеріалів та проведення клінічних досліджень).

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT65614.2025.11185581> (Scopus).

5. Дивак А.М., Мельник А.М. Математична модель процесу поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного втручання та метод її ідентифікації на основі онтологічного підходу. Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. Випуск 50, № 2 (грудень 2025), с. 40 – 53. (1 д.а. / 0,8 д.а.; особистий внесок: математична модель процесу поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного втручання та метод її ідентифікації на основі онтологічного підходу).

DOI: <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2025-50-2-40-53>

6. Шідловський В., Шідловський О., Дивак А., Привроцький В., Морозович І. Ідентифікація та моніторинг нервів гортані: технології та проблеми. Огляд літератури. Клінічна ендокринологія та ендокринна хірургія, 2024, вип. 1, с. 56 – 64. (0,9 д.а. / 0,3 д.а.; особистий внесок: підбір матеріалів, огляд літератури).

DOI: <https://doi.org/10.30978/CEES-2024-1-56> (Scopus).

7. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A. Laryngeal Nerve Identification during

Thyroid Surgery with Automatic Adjustment of Electrical Signal Parameters. International Journal of Computing. Vol. 23 (4), p. 552 – 562, 2024. (1,1 д.а. / 0,4 д.а.; особистий внесок: обґрунтування методу та розробка алгоритму оптимального програмного налаштування частоти слідування імпульсів електричного струму; удосконалена архітектура програмно-апаратного комплексу ІОММ ПГН).

DOI: <https://doi.org/10.47839/ijc.23.4.3754> (Scopus, Q3).

8. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A., Shidlovsky V., Osadchuk D., Bukata V. Algorithm and Hardware for Automatic Adjustment of Electric Signal to Identify the Recurrent Laryngeal Nerve. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2024, p. 626 – 630. (0,5 д.а. / 0,1 д.а.; особистий внесок: програмне управління частотою слідування імпульсів електричного струму).

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT62333.2024.10712564> (Scopus).

9. Dyvak M., Pasichnyk R., Melnyk A., Dyvak A., Otoo F. Transformation of Mathematical Model for Complex Object in Form of Interval Difference Equations to a Differential Equation. International Journal of Computing. Vol. 22 (2), p. 219 – 224, 2023. (0,6 д.а. / 0,1 д.а.; особистий внесок: постановка задачі ідентифікації інтервальної моделі, та обґрунтування методів її розв'язування).

DOI: <https://doi.org/10.47839/ijc.22.2.3091> (Scopus, Q4).

10. Melnyk A., Dyvak A., Pryvrotsky V., Franko Y., Łysik Ł., Shpak V. Information Technology based on an Ontological Approach for Identification of the Recurrent Laryngeal Nerve during Operations on the Neck Organs. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2023, p. 534 – 538. (0,5 д.а. / 0,1 д.а.; особистий внесок: удосконалена інформаційна технологія ІОММ ПГН).

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT58437.2023.10275656> (Scopus).

11. Shidlovsky V., Shidlovsky O., Dyvak A., Pryvrotsky V., Spivak I. Research of Efficiency of Information Technology of Intraoperative Neuromonitoring in the Prevention of Injuries of Laryngeal Nerves. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2022, p. 406 –

409. (0,4 д.а. / 0,09 д.а.; особистий внесок: дослідження ефективності програмно-апаратного комплексу ІОНМ ПГН під час клінічних випробувань).

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT54803.2022.9913181> (Scopus).

12. Шідловський В.О., Шідловський О. В., Дивак А.М., Привроцький В.М. Інтраопераційний нейромоніторинг у запобіганні травм нервів гортані. Здобутки клінічної і експериментальної медицини. № 2 (Серпень 29, 2022). С. 173 – 177. (0,5 д.а. / 0,1 д.а.; особистий внесок: огляд літературних джерел).

DOI: <https://doi.org/10.11603/1811-2471.2022.v.i2.13148>

13. Dyvak M., Melnyk A., Kopnický M., Dostalek L., Krytskyi I., Dyvak A. Using an ontological approach for improvement of the interval model in the problem of the recurrent laryngeal nerve identification during thyroid surgery. CEUR Workshop Proceedings. Vol. 3038, 2021, p. 317 – 322. (0,6 д.а. / 0,1 д.а.; особистий внесок: застосування онтологічного підходу для методу ідентифікації інтервальної математичної моделі).

<https://ceur-ws.org/Vol-3038/short12.pdf> (Scopus).

14. Dyvak M., Porplytsya N., Dyvak A., Shidlovsky O., Osadchuk D., Pryvrotsky V. Interval Model for Assessing the Position of the Recurrent Laryngeal Nerve at the Site of Surgery Wound during Thyroid Surgery. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2021, p. 117 – 120. (0,4 д.а. / 0,1 д.а.; особистий внесок: інтервальна математична модель для визначення розміщення ПГН та метод її ідентифікації).

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT52158.2021.9548118> (Scopus).

15. Dyvak M., Dyvak A., Osadchuk D., Tymets V., Shidlovsky V., Kovalska L. Information Technology for Recurrent Laryngeal Nerve Identification with Adaptive Adjustment of the Electrophysiological Method. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2020, art. no. 9209012, p. 297 – 301. (0,5 д.а. / 0,1 д.а.; особистий внесок: удосконалена інформаційна технологія ІОНМ ПГН з функцією програмного управління частотою слідування імпульсів електричного струму).

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT49673.2020.9209012> (Scopus).

16. Дивак М., Тимець В., Дивак А. Багатофункціональний блок подразнення зворотного гортанного нерва у задачі його ідентифікації. Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. Випуск 38, № 2 (Березень 2020), с. 90 – 99. (1 д.а. / 0,4 д.а.; особистий внесок: апаратна архітектура комплексу).

DOI: <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2019-38-2-90-99>.

17. Dyvak A., Shidlovsky V., Lazarchuk T., Bohaichuk V., Bohaichuk L., Mochulska O. Parameters of the Electrophysiological Method of Surgical Wound Tissues Stimulation in the software and Technical System of the Recurrent Laryngeal Nerve Identification. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2019, art. no. 8779942, p. 303 – 307. (0,5 д.а. / 0,2 д.а.; особистий внесок: електрофізіологічний метод подразнення тканин хірургічної рани та його клінічні випробовування).

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACITT.2019.8779942> (Scopus).

18. Shidlovskiy O.V., Sheremet M.I., Shidlovskiy V.O., Dyvak A.M., Maksymyuk V.V., Tkachuk N.P., Chympoi K.A., Honcharuk L.M., Batig V.M., Rynzhuk V.Y., Gresko M.D., Bulik T.S., Rynzhuk L.V. Clinical application and results of the electrophysiological laryngeal nerves identification in surgeries in case of goiter. Archives of the Balkan Medical Union. Vol. 53 (1), p. 23 – 28. (0,6 д.а. / 0,1 д.а.; особистий внесок: підбір матеріалів та проведення клінічних досліджень).

<https://umbalk.org/wp-content/uploads/2018/03/02.CLINICAL-APPLICATION-AND-RESULTS-OF-THE.pdf> (Scopus).

19. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A., Huhul O. Methods and tools for electrophysiological monitoring of recurrent laryngeal nerve monitoring during surgery on neck organs. CEUR Workshop Proceedings. Vol. 2300, p. 54 – 57. (0,4 д.а. / 0,2 д.а.; особистий внесок: елементи архітектури програмно-апаратного комплексу).

<https://ceur-ws.org/Vol-2300/Paper14.pdf> (Scopus).

20. Dyvak M., Pukas A., Padletska N., Shidlovsky V., Dyvak A. Mathematical models of informative characteristic of tissues in surgical wound at

monitoring the recurrent laryngeal nerve by electrophysiological method. 2017 14th International Conference The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics, CADSM 2017 - Proceedings, art. no. 7916074, p. 8 – 12. (0,5 д.а. / 0,1 д.а.; особистий внесок: математичні моделі інформативних характеристик тканин хірургічної рани).

DOI: <https://doi.org/10.1109/CADSM.2017.7916074> (Scopus).

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації

21. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A. Application of Convolutional Neural Network for the Task of Recurrent Laryngeal Nerve Identification. Conference Proceedings - 2024 IEEE 17th International Conference on Advanced Trends in Radioelectronics, Telecommunications and Computer Engineering, TCSET 2024, p. 504 – 509. (0,6 д.а. / 0,3 д.а.; особистий внесок: огляд літератури та архітектура програмно-апаратного комплексу).

DOI: <https://doi.org/10.1109/TCSET64720.2024.10755896> (Scopus).

22. Pukas A., Smal V., Dyvak A., Voytyuk I., Deikalo I., Hrynkiv N. Augmented Reality Simulator for Recurrent Laryngeal Nerve Identification during Thyroid Surgery. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2024, p. 576 – 580. (0,5 д.а. / 0,1 д.а.; особистий внесок: концепція віртуального імітатора для використання програмно-апаратного комплексу ІОММ ПГН).

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT62333.2024.10712599> (Scopus).

23. Avrunin O.G., Mustetsova E., Zlepko S.M., Zabolotna N.I., Baranovskiy D.M., Dyvak A.M., Maciejewski M., Bazarbyeva A. Possibilities of apnea diagnostics by fuzzy logic methods. Information Technology in Medical Diagnostics II - Proceedings of the International Scientific Internet Conference on Computer Graphics and Image Processing and 48th International Scientific and Practical Conference on Application of Lasers in Medicine and Biology, 2018, p. 39 – 46. (0,8 д.а. / 0,2 д.а.; особистий внесок: огляд літератури).

<https://www.taylorfrancis.com/chapters/edit/10.1201/9780429057618-6/possibilities-apnea-diagnostics-fuzzy-logic-methods-avrunin-mustetsova->

[zlepko-zabolotna-baranovskiy-dyvak-maciejewski-bazarbayeva?context=ubx&refId=032647ef-fcce-476a-adbc-c5b1f277d425](https://www.taylorfrancis.com/chapters/edit/10.1201/9780429057618-7/mathematical-simulation-structure-pulsed-arterial-pressure-relations-vascular-damage-factors-patients-arterial-hypertension-vysotska-bespalov-pecherska-koval-lytvynova-dyvak-maciejewski-kalizhanova)

(Scopus).

24. Vysotska O.V., Bespalov Y.G., Pecherska A.I., Koval S.M., Lytvynova O.M., Dyvak A.M., Maciejewski M., Kalizhanova A. Mathematical simulation of the structure of pulsed arterial pressure relations with vascular damage factors in patients with arterial hypertension. Information Technology in Medical Diagnostics II - Proceedings of the International Scientific Internet Conference on Computer Graphics and Image Processing and 48th International Scientific and Practical Conference on Application of Lasers in Medicine and Biology, 2018, p. 47 – 52. (0,6 д.а. / 0,1 д.а.; особистий внесок: огляд літератури).

<https://www.taylorfrancis.com/chapters/edit/10.1201/9780429057618-7/mathematical-simulation-structure-pulsed-arterial-pressure-relations-vascular-damage-factors-patients-arterial-hypertension-vysotska-bespalov-pecherska-koval-lytvynova-dyvak-maciejewski-kalizhanova> (Scopus).

25. Dyvak M., Dyvak A., Tymets V., Cegielski M. Information technology for electrophysiological approach of recurrent laryngeal nerve identification during surgery on neck organs. Proceedings of 2018 19th International Conference Computational Problems of Electrical Engineering, CPEE 2018, p. 1 – 4 (0,4 д.а. / 0,1 д.а.; особистий внесок: базові принципи побудови інформаційної технології ІОМ ПГН).

DOI: <https://doi.org/10.1109/CPEE.2018.8506940> (Scopus).

26. Dyvak M., Tymets V., Brych V., Dyvak A., Shidlovsky V. Tools for the recurrent laryngeal nerve stimulation in the tasks of its monitoring. International Conference on Perspective Technologies and Methods in MEMS Design, p. 215 – 218. (0,4 д.а. / 0,1 д.а.; особистий внесок: обґрунтування вибору апаратних складових програмно-апаратного комплексу ІОМ ПГН).

DOI: <https://doi.org/10.1109/MEMSTECH.2018.8365736> (Scopus).

27. Дивак А.М. Особливості передачі електричних сигналів нервовими тканинами та їх моніторинг в процесі хірургічних операцій. Матеріали

Всеукраїнської конференції з міжнародною участю. «Сучасні комп'ютерні інформаційні технології», Тернопіль 2017, с. 19 – 20. (0,1 д.а.; результати досліджень проходження електричних імпульсів в нервових тканин).

<https://api.dspace.wunu.edu.ua/api/core/bitstreams/9b7d0e97-54d8-475d-b342-7830d58b8916/content>

28. Krepych S., Dyvak A., Dyvak M., Spivak I. The method of providing of functional suitability of elements of the device of formation of signal in electrophysiological way of classification tissues surgical wound. 2017 13th International Conference Perspective Technologies and Methods in MEMS Design, MEMSTECH 2017 - Proceedings, art. no. 7937562, p. 183 – 186. (0,4 д.а. / 0,2 д.а.; особистий внесок: дослідження надійності елементів програмно-апаратного комплексу ІОНМ ПГН).

DOI: <https://doi.org/10.1109/MEMSTECH.2017.7937562> (Scopus).

29. Дивак М.П., Дивак А.М., Шідловський О.В. Електричні властивості зворотного гортанного нерва та його моніторинг в процесі операції на щитоподібній залозі. Сучасні комп'ютерні інформаційні технології: Матеріали VI Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів ACIT'2016. Тернопіль: ТНЕУ 2016, с. 33 – 34. (0,1 д.а. / 0,04 д.а.; особистий внесок: моделі електричних властивостей тканин хірургічної рани).

<https://api.dspace.wunu.edu.ua/api/core/bitstreams/8d68f7f0-6909-44c6-bdd6-0b40d19f6f34/content>

30. Дивак М.П., Падлецька Н.І., Дивак А.М., Ковальська Л.Й. Модель електропровідності тканин хірургічної рани під час операції на щитоподібній залозі у вигляді замісної електричної схеми. Сучасні комп'ютерні інформаційні технології: Матеріали V Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів ACIT'2015. Тернопіль: ТНЕУ 2015, с. 18 – 20. (0,1 д.а. / 0,02 д.а.; особистий внесок: електрична модель електропровідності тканин хірургічної рани під час операції на щитоподібній).

https://acit.tech/Download/Tezy_ACIT'2015.pdf

*Наукові праці, які додатково відображають наукові результати
дисертації*

31. Дивак М.П., Пукас А.В., Тимець В.І., Дивак А.М. Спосіб ідентифікації гортанного нерва з інших тканин хірургічної рани при проведенні хірургічних операцій на щитоподібній залозі. Патент України на корисну модель № 124989 від 25.04.2018. Бюл. № 8. (особистий внесок: інформаційна технологія ідентифікації гортанного нерва з інших тканин хірургічної рани при проведенні хірургічних операцій на щитоподібній залозі).

<https://sis.nipo.gov.ua/uk/search/detail/330460/>

ANNOTATION

Dyvak A.M. Mathematical and software support for neuromonitoring during thyroid surgery. – Scientific work on the rights of the manuscript.

Thesis for the degree of Doctor of Philosophy in the specialty 121 – Software Engineering – West Ukrainian National University, Ternopil, 2026.

The research was carried out at the Department of Computer Sciences of the West Ukrainian National University, Ministry of Education and Science of Ukraine.

The dissertation addresses the scientific and technical task of developing mathematical and software support for the information technology and hardware-software complex for intraoperative neuromonitoring during thyroid surgery. This system extends the functions of the hardware-software complex for adjusting electrical current parameters based on the electrophysiological properties of tissues in the surgical field of a specific patient and provides control of the distance from the stimulation point to the recurrent laryngeal nerve (RLN). The aim of the research is to reduce the risk of RLN injury during thyroid surgery through the development of mathematical and software support for the hardware-software complex for intraoperative neuromonitoring.

The introduction presents the relevance of the dissertation topic, its aim and main objectives, as well as the scientific novelty and practical significance.

The first chapter provides a detailed analysis of current intraoperative neuromonitoring technologies and practical aspects of their application. The analysis showed that the electrophysiological monitoring method is the most promising approach to significantly reduce the risk of RLN injury. This method involves stimulation of tissues in the surgical field near the RLN and subsequent evaluation of the muscular response by monitoring vocal cord contractions using a specialized sensor. It was also found that the frequency of electrical pulses used for RLN stimulation varies depending on the clinical case, generally ranging from a few to several tens of hertz.

The chapter further reviews existing hardware-software complexes, biomedical

devices and systems, and intraoperative neuromonitoring systems. It is noted that all systems aim to ensure patient safety and reduce the risk of RLN injury. Both universal monitoring systems and medical diagnostic systems, as well as systems specifically focused on RLN monitoring, are considered. Most of these systems are based on single-board computers and use electrophysiological stimulation with a sound sensor integrated into the endotracheal tube to detect responses. The main limitations of these existing solutions were identified, which are critical for designing more effective systems.

At the end of the first chapter, based on the analysis and identified shortcomings of existing solutions, the scientific and technical task was formulated, defining the aim and main objectives of the dissertation. The conclusions summarize the literature review results and justify the relevance of developing a new intraoperative neuromonitoring system.

The analysis of existing RLN neuromonitoring technologies in the first chapter revealed significant limitations. Specifically, current methods of modeling the electrophysiological properties of surgical field tissues, which are based on difference or algebraic equations, only describe the distribution of information signal characteristics. Since this distribution lacks visual reference to specific tissues, it does not allow the surgeon or assistant to accurately determine the nerve's location in the surgical field.

To address this critical limitation, the development and implementation of a new mathematical model in intraoperative neuromonitoring technology was justified. This model enables the determination of the distance from the stimulation point in the tissues to the RLN and should comprehensively represent both the propagation of electric potential in the surgical field tissues and the formation of an acoustic signal due to vocal cord contraction.

The second chapter presents the results of studies on the electrical stimulation of tissues and the distribution of electrical current. Experimental results show that nerve excitation depends on the distance from the stimulation point to the RLN, and the resulting acoustic signal generated by vocal cord contraction serves as an indicator

of this distance. The key signal characteristics affecting this distance are the amplitude of the acoustic signal and the amplitude of its main spectral component.

Based on assumptions from the neural chronaxie theory of voice formation (Yusson), the structure of an interval mathematical model was proposed and justified for the propagation of electric potential in the surgical tissues during pulse stimulation and for the generation of the acoustic response of vocal cords. The proposed structure consists of an interval equation with two additive components: one describing the propagation of electric potential in the surgical field tissues, and another representing a quadratic relationship between the distance from the stimulation point to the RLN and the maximum amplitude of the main spectral component of the acoustic signal. In the first component, the unknown coefficients are α (signal attenuation, depending on tissue type) and k (describing the propagation medium and the conversion characteristics of the signal to an acoustic response). Based on the proposed model structure, an approach for identification of the interval mathematical model was developed. Unlike existing models, it simulates the interval distance from the stimulation point to the RLN based on the amplitude of the acoustic signal and its main spectral component, thus reducing the risk of RLN injury during thyroid surgery.

To simplify model identification, a new method was developed that combines interval data analysis with an ontological approach, reducing the time required to adapt the model to the patient-specific tissue characteristics and enabling its use in the hardware-software complex to reduce RLN injury risk.

The third chapter describes the principles and organization of the proposed information technology for intraoperative neuromonitoring. The technology involves two key steps: adaptive adjustment of stimulation current parameters and estimation of the distance from the stimulation point to the RLN. The distance estimation procedure is based on the mathematical models developed in chapter two. Additionally, adaptive adjustment of pulse frequency is considered to determine the optimal stimulation parameters.

A method and algorithm for optimal software adjustment of stimulation pulse frequency were proposed. Unlike existing methods, it adapts pulse parameters to the

electrophysiological properties of the patient's surgical tissues, improving tissue sensitivity to stimulation and reducing RLN injury risk.

The final part of the chapter presents improvements to the architecture of the hardware-software complex for RLN intraoperative monitoring. These improvements ensure integrated functioning of the system, adaptation of pulse parameters to tissue characteristics, and calculation of the distance from the stimulation point to the RLN, increasing usability and reducing RLN injury risk. Specifications of the hardware components are provided.

The fourth chapter details the design of the hardware-software complex and the user interface. The software implements key functions: control of pulse generation for tissue stimulation, adaptive adjustment of pulse frequency for maximum sensitivity, acquisition of the acoustic signal via the sensor, digital conversion, visualization, and storage of all results accessible via web services.

An example of building an interval model of electric potential propagation and acoustic signal formation is presented, based on the ontological description of surgical indications. The results of modeling are shown.

The final section presents the evaluation of the system's effectiveness. A comparative analysis of RLN paresis and resulting voice disorders was conducted in two patient groups from 2009 to 2023. The first group underwent thyroid surgery with visual identification of the RLN, while the second group used IONM with the developed hardware-software complex. RLN injuries in the IONM group were 2.5 times lower than in the visual identification group: 10.6% vs. 4.5%. This demonstrates that using the developed system reduces RLN injury risk by approximately 2.5 times.

Evaluation of the developed system showed a reduction in RLN injury: in a comparison of two patient groups (2009–2023), RLN injuries in patients monitored with the proposed system were 4.5% versus 10.6% in the visually identified group, demonstrating a 2.5-fold risk reduction.

Keywords: information technology, system, software architecture, software tools, hardware-software complex, mathematical model, modeling, interval analysis, ontological approach, identification, optimization, thyroid gland, recurrent laryngeal

nerve, intraoperative monitoring, controller, sensor, reliability, missing data, data processing, biomedical devices and systems, medical systems, patient safety, medical diagnostics, server, Redis, microservices, web.

LIST OF PUBLISHED PAPERS BY THE TOPIC OF THESIS

*Scientific papers in which the main scientific results of the
dissertation were published*

1. Dyvak M., Melnyk A., Tymets V., Dyvak A., Banasik A., Piotrowski K., Wawryszczuk M. Electromyographic Identification of the Recurrent Laryngeal Nerve Using an Integrated Hardware–Software System During Thyroid Surgery. *Applied Sciences* (Switzerland), 2025, Vol. 15 (18), art. no. 10009. (1.18 p.s. / 0,4 p.s.; personal contribution: architecture of the hardware-software system and evaluation of its efficiency).

DOI: <https://doi.org/10.3390/app151810009> (Scopus, Q2).

2. Shidlovskiy V.O., Shidlovskiy O.V., Dyvak A.M., Morozovych I.I., Pryvrotskiy V.M. Evaluation of methods for identifying and monitoring laryngeal nerves. *Clinical Endocrinology and Endocrine Surgery*, 2025, vol. 1, p. 27 – 34. (0,8 p.s. / 0,2 p.s.; personal contribution: selection of materials for clinical studies).

DOI: <https://doi.org/10.30978/CEES-2025-1-27> (Scopus).

3. Dyvak M., Deikalo I., Tymets V., Dyvak A., Osadchuk D. Concept of applying EMG for the hardware and software complex recurrent laryngeal nerve identification during thyroid surgery. *Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT*, 2025, p. 678 – 682. (0,5 p.s. / 0,1 p.s.; personal contribution: principles of designing a method for optimal software-based adjustment of the repetition frequency of electric current pulses).

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT65614.2025.11185593> (Scopus).

4. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A., Kostyk B., Tyran S., Maslyiak Y. Increasing the Effectiveness of Neural Networks for Recurrent Laryngeal Nerve Identification by Signal Preprocessing. *Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT*, 2025, p. 683 – 687. (0,5 p.s. /

0,1 p.s.; personal contribution: selection of materials and conduct of clinical studies).

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT65614.2025.11185581> (Scopus).

5. Dyvak A. M., Melnyk A. M. Mathematical Model of the Electric Potential Propagation Process in the Tissues of the Surgical Field and a Method for Its Identification Based on an Ontological Approach. Optical and Electronic Information and Energy Technologies, Issue 50, No. 2 (December 2025), p. 40 – 53. (1 p. s. / 0.8 p. s.; personal contribution: development of the mathematical model of the electric potential propagation process in the tissues of the surgical field and the method for its identification based on an ontological approach).

DOI: <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2025-50-2-40-53>

6. Shidlovskiy V.O., Shidlovskiy O.V., Dyvak A.M., Pryvotskiy V.M., Morozovych I.I. Identification and monitoring of laryngeal nerves: technologies and problems. Review. Clinical Endocrinology and Endocrine Surgery, 2024, vol. 1, p. 56 – 64. (0,9 p.s. / 0,3 p.s.; personal contribution: selection of materials, literature review).

DOI: <https://doi.org/10.30978/CEES-2024-1-56> (Scopus).

7. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A. Laryngeal Nerve Identification during Thyroid Surgery with Automatic Adjustment of Electrical Signal Parameters. International Journal of Computing. Vol. 23 (4), p. 552 – 562, 2024. (1,1 p.s. / 0,4 p.s.; personal contribution: justification of the method and development of an algorithm for optimal software-based adjustment of the repetition frequency of electric current pulses; improved architecture of the IONM PNG hardware - software system).

DOI: <https://doi.org/10.47839/ijc.23.4.3754> (Scopus, Q3).

8. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A., Shidlovsky V., Osadchuk D., Bukata V. Algorithm and Hardware for Automatic Adjustment of Electric Signal to Identify the Recurrent Laryngeal Nerve. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2024, p. 626 – 630. (0,5 p.s. / 0,1 p.s.; personal contribution: software control of electric current pulse repetition frequency).

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT62333.2024.10712564> (Scopus).

9. Dyvak M., Pasichnyk R., Melnyk A., Dyvak A., Otoo F. Transformation of Mathematical Model for Complex Object in Form of Interval Difference Equations

to a Differential Equation. International Journal of Computing. Vol. 22 (2), p. 219 – 224, 2023. (0,6 p.s. / 0,1 p.s.; personal contribution: formulation of the problem of interval model identification and justification of methods for its solution).

DOI: <https://doi.org/10.47839/ijc.22.2.3091> (Scopus, Q4).

10. Melnyk A., Dyvak A., Pryvrotsky V., Franko Y., Łysik Ł., Shpak V. Information Technology based on an Ontological Approach for Identification of the Recurrent Laryngeal Nerve during Operations on the Neck Organs. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2023, p. 534 – 538. (0,5 p.s. / 0,1 p.s.; personal contribution: improved information technology of the IONM PNG system).

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT58437.2023.10275656> (Scopus).

11. Shidlovsky V., Shidlovsky O., Dyvak A., Pryvrotsky V., Spivak I. Research of Efficiency of Information Technology of Intraoperative Neuromonitoring in the Prevention of Injuries of Laryngeal Nerves. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2022, p. 406 – 409. (0,4 p.s. / 0,09 p.s.; personal contribution: investigation of the effectiveness of the IONM PNG hardware - software system during clinical trials).

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT54803.2022.9913181> (Scopus).

12. Shidlovskiy V.O., Shidlovskiy O.V., Dyvak A.M., Pryvrotskyi V.M. Intraoperative neuromonitoring in the prevention of laryngeal nerve injuries. Achievements of Clinical and Experimental Medicine, No. 2 (August 29, 2022), p. 173–177. (0,5 p.s. / 0,1 p.s.; personal contribution: literature review).

DOI: <https://doi.org/10.11603/1811-2471.2022.v.i2.13148>

13. Dyvak M., Melnyk A., Kopnický M., Dostalek L., Krytskyi I., Dyvak A. Using an ontological approach for improvement of the interval model in the problem of the recurrent laryngeal nerve identification during thyroid surgery. CEUR Workshop Proceedings. Vol. 3038, 2021, p. 317 – 322. (0,6 p.s. / 0,1 p.s.; personal contribution: application of the ontological approach to the method of interval mathematical model identification).

<https://ceur-ws.org/Vol-3038/short12.pdf> (Scopus).

14. Dyvak M., Porplytsya N., Dyvak A., Shidlovsky O., Osadchuk D., Pryvotsky V. Interval Model for Assessing the Position of the Recurrent Laryngeal Nerve at the Site of Surgery Wound during Thyroid Surgery. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2021, p. 117 – 120. (0,4 p.s. / 0,1 p.s.; personal contribution: interval mathematical model for determining the placement of PGN and the method of its identification).

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT52158.2021.9548118> (Scopus).

15. Dyvak M., Dyvak A., Osadchuk D., Tymets V., Shidlovsky V., Kovalska L. Information Technology for Recurrent Laryngeal Nerve Identification with Adaptive Adjustment of the Electrophysiological Method. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2020, art. no. 9209012, p. 297 – 301. (0,5 p.s. / 0,1 p.s.; personal contribution: enhanced information technology of the IONM PNG system with a software-based control function for the electric current pulse repetition frequency).

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT49673.2020.9209012> (Scopus).

16. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A. Multifunctional stimulation unit for the recurrent laryngeal nerve in the task of its identification. Opto-Electronic Information and Power Technologies, Issue 38, No. 2 (March 2020), p. 90 – 99. (1 p.s. / 0,4 p.s.; personal contribution: hardware architecture of the system).

DOI: <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2019-38-2-90-99>.

17. Dyvak A., Shidlovsky V., Lazarchuk T., Bohaichuk V., Bohaichuk L., Mochulska O. Parameters of the Electrophysiological Method of Surgical Wound Tissues Stimulation in the software and Technical System of the Recurrent Laryngeal Nerve Identification. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2019, art. no. 8779942, p. 303 – 307. (0,5 p.s. / 0,2 p.s.; personal contribution: electrophysiological method of stimulation of surgical wound tissues and its clinical trials).

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACITT.2019.8779942> (Scopus).

18. Shidlovskiy O.V., Sheremet M.I., Shidlovskiy V.O., Dyvak A.M., Maksymyuk V.V., Tkachuk N.P., Chympoi K.A., Honcharuk L.M., Batig V.M.,

Rynzhuk V.Y., Gresko M.D., Bulik T.S., Rynzhuk L.V. Clinical application and results of the electrophysiological laryngeal nerves identification in surgeries in case of goiter. Archives of the Balkan Medical Union. Vol. 53 (1), p. 23 – 28. (0,6 p.s. / 0,1 p.s.; personal contribution: selection of materials and conduct of clinical studies).

<https://umbalk.org/wp-content/uploads/2018/03/02.CLINICAL-APPLICATION-AND-RESULTS-OF-THE.pdf> (Scopus).

19. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A., Huhul O. Methods and tools for electrophysiological monitoring of recurrent laryngeal nerve monitoring during surgery on neck organs. CEUR Workshop Proceedings. Vol. 2300, p. 54 – 57. (0,4 p.s. / 0,2 p.s.; personal contribution: elements of the hardware–software system architecture).

<https://ceur-ws.org/Vol-2300/Paper14.pdf> (Scopus).

20. Dyvak M., Pukas A., Padletska N., Shidlovsky V., Dyvak A. Mathematical models of informative characteristic of tissues in surgical wound at monitoring the recurrent laryngeal nerve by electrophysiological method. 2017 14th International Conference The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics, CADSM 2017 - Proceedings, art. no. 7916074, p. 8 – 12. (0,5 p.s. / 0,1 p.s.; personal contribution: mathematical models of informative characteristics of surgical wound tissues).

DOI: <https://doi.org/10.1109/CADSM.2017.7916074> (Scopus).

Scientific works certifying the approval of the dissertation materials

21. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A. Application of Convolutional Neural Network for the Task of Recurrent Laryngeal Nerve Identification. Conference Proceedings - 2024 IEEE 17th International Conference on Advanced Trends in Radioelectronics, Telecommunications and Computer Engineering, TCSET 2024, p. 504 – 509. (0,6 p.s. / 0,3 p.s.; personal contribution: literature review and architecture of the hardware - software system).

DOI: <https://doi.org/10.1109/TCSET64720.2024.10755896> (Scopus).

22. Pukas A., Smal V., Dyvak A., Voytyuk I., Deikalo I., Hrynkiv N. Augmented Reality Simulator for Recurrent Laryngeal Nerve Identification during

Thyroid Surgery. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2024, p. 576 – 580. (0,5 p.s. / 0,1 p.s.; personal contribution: concept of a virtual simulator for the use of the IONM PNG hardware - software system).

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT62333.2024.10712599> (Scopus).

23. Avrunin O.G., Mustetsova E., Zlepko S.M., Zabolotna N.I., Baranovskiy D.M., Dyvak A.M., Maciejewski M., Bazarbyeva A. Possibilities of apnea diagnostics by fuzzy logic methods. Information Technology in Medical Diagnostics II - Proceedings of the International Scientific Internet Conference on Computer Graphics and Image Processing and 48th International Scientific and Practical Conference on Application of Lasers in Medicine and Biology, 2018, p. 39 – 46. (0,8 p.s. / 0,2 p.s.; personal contribution: literature review).

<https://www.taylorfrancis.com/chapters/edit/10.1201/9780429057618-6/possibilities-apnea-diagnostics-fuzzy-logic-methods-avrunin-mustetsova-zlepko-zabolotna-baranovskiy-dyvak-maciejewski-bazarbayeva?context=ubx&refId=032647ef-fcce-476a-adbc-c5b1f277d425>
(Scopus).

24. Vysotska O.V., Bepalov Y.G., Pecherska A.I., Koval S.M., Lytvynova O.M., Dyvak A.M., Maciejewski M., Kalizhanova A. Mathematical simulation of the structure of pulsed arterial pressure relations with vascular damage factors in patients with arterial hypertension. Information Technology in Medical Diagnostics II - Proceedings of the International Scientific Internet Conference on Computer Graphics and Image Processing and 48th International Scientific and Practical Conference on Application of Lasers in Medicine and Biology, 2018, p. 47 – 52. (0,6 p.s. / 0,1 p.s.; personal contribution: literature review).

<https://www.taylorfrancis.com/chapters/edit/10.1201/9780429057618-7/mathematical-simulation-structure-pulsed-arterial-pressure-relations-vascular-damage-factors-patients-arterial-hypertension-vysotska-bepalov-pecherska-koval-lytvynova-dyvak-maciejewski-kalizhanova> (Scopus).

25. Dyvak M., Dyvak A., Tymets V., Cegielski M. Information technology

for electrophysiological approach of recurrent laryngeal nerve identification during surgery on neck organs. Proceedings of 2018 19th International Conference Computational Problems of Electrical Engineering, CPEE 2018, p. 1 – 4 (0,4 p.s. / 0,1 p.s.; personal contribution: basic principles of designing the IONM PNG information technology).

DOI: <https://doi.org/10.1109/CPEE.2018.8506940> (Scopus).

26. Dyvak M., Tymets V., Brych V., Dyvak A., Shidlovsky V. Tools for the recurrent laryngeal nerve stimulation in the tasks of its monitoring. International Conference on Perspective Technologies and Methods in MEMS Design, p. 215 – 218. (0,4 p.s. / 0,1 p.s.; personal contribution: justification of the selection of hardware components for the IONM PNG hardware–software system).

DOI: <https://doi.org/10.1109/MEMSTECH.2018.8365736> (Scopus).

27. Dyvak A.M. Peculiarities of electrical signal transmission by neural tissues and their monitoring during surgical procedures. In: Proceedings of the All-Ukrainian Conference with International Participation «Advanced Computer Information Technologies», Ternopil, 2017, p. 19 – 20. (0,1 p.s.; studies of the propagation of electrical impulses in nervous tissues)

<https://api.dspace.wunu.edu.ua/api/core/bitstreams/9b7d0e97-54d8-475d-b342-7830d58b8916/content>

28. Krepych S., Dyvak A., Dyvak M., Spivak I. The method of providing of functional suitability of elements of the device of formation of signal in electrophysiological way of classification tissues surgical wound. 2017 13th International Conference Perspective Technologies and Methods in MEMS Design, MEMSTECH 2017 - Proceedings, art. no. 7937562, p. 183 – 186. (0,4 p.s. / 0,2 p.s.; personal contribution: reliability study of the components of the IONM PNG hardware - software system).

DOI: <https://doi.org/10.1109/MEMSTECH.2017.7937562> (Scopus).

29. Dyvak M.P., Dyvak A.M., Shidlovskiy O.V. Electrical properties of the recurrent laryngeal nerve and its monitoring during thyroid surgery. In: Advanced Computer Information Technologies: Proceedings of the VI All-Ukrainian School-

Seminar of Young Scientists and Students ACIT'2016, Ternopil: TNEU, 2016, p. 33 – 34. (0,1 p.s. / 0,04 p.s.; personal contribution: models of the electrical properties of surgical wound tissues).

<https://api.dspace.wunu.edu.ua/api/core/bitstreams/8d68f7f0-6909-44c6-bdd6-0b40d19f6f34/content>

30. Dyvak M.P., Padletska N.I., Dyvak A.M., Kovalska L.Y. A model of electrical conductivity of surgical wound tissues during thyroid surgery in the form of an equivalent electrical circuit. In: Advanced Computer Information Technologies: Proceedings of the V All-Ukrainian School-Seminar of Young Scientists and Students ACIT'2015, Ternopil: TNEU, 2015, p. 18 – 20. (0,1 p.s. / 0,02 p.s.; personal contribution: electrical model of the conductivity of surgical wound tissues during thyroid gland surgery).

https://acit.tech/Download/Tezy_ACIT'2015.pdf

Scientific publications that additionally reflect the research results of the dissertation

31. Dyvak M.P., Pukas A.V., Tymets V.I., Dyvak A.M. Method for identification of the laryngeal nerve from other tissues of the surgical wound during thyroid surgery. Utility Model Patent of Ukraine No. 124989 dated April 25, 2018. Bulletin No. 8. (personal contribution: information technology for identifying the laryngeal nerve among other tissues of the surgical wound during thyroid gland surgery).

<https://sis.nipo.gov.ua/uk/search/detail/330460/>

ЗМІСТ

АНОТАЦІЯ	2
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ	31
ВСТУП.....	32
РОЗДІЛ 1 ТЕХНОЛОГІЇ ІНТРАОПЕРАЦІЙНОГО НЕЙРОМОНІТОРИНГУ ПОВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА В ПРОЦЕСІ ХІРУРГІЧНОГО ВТРУЧАННЯ НА ЩИТОПОДІБНІЙ ЗАЛОЗІ	43
1.1 Проблематика інтраопераційного нейромоніторингу поворотного гортанного нерва	44
1.2 Огляд засобів інтраопераційного моніторингу ПГН	50
1.3 Існуюча технологія та спеціалізовані засоби ІОНМ.....	56
1.4 Постановка задач дисертаційного дослідження.....	60
1.5 Висновки до розділу 1.....	64
РОЗДІЛ 2 МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ ПОШИРЕННЯ ЕЛЕКТРИЧНОГО ПОТЕНЦІАЛУ В ТКАНИНАХ ПОЛЯ ХІРУРГІЧНОГО ВТРУЧАННЯ ТА ФОРМУВАННЯ АКУСТИЧНОГО СИГНАЛУ	67
2.1 Загальний підхід до визначення відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН	68
2.2 Математична модель поширення електричного потенціалу та формування акустичного сигналу	70
2.3 Метод ідентифікації інтервальної моделі поширення електричного потенціалу та формування акустичного сигналу.....	75
2.4 Онтологічний підхід до отримання коефіцієнтів інтервальної моделі поширення електричного потенціалу та формування акустичного сигналу	78
2.4.1 Теоретичне підґрунтя побудови прикладної онтології інтраопераційного моніторингу поворотного гортанного нерва	78
2.4.2 Формалізоване представлення онтології ІТ інтраопераційного нейромоніторингу	82
2.4.3 Метод отримання коефіцієнтів інтервальної моделі.....	88
2.5 Висновки до розділу 2.....	95
РОЗДІЛ 3 УДОСКОНАЛЕНА ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ ІНТРАОПЕРАЦІЙНОГО НЕЙРОМОНІТОРИНГУ ПОВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА	98
3.1 Загальна схема реалізації удосконаленої інформаційної технології	98

3.2 Метод програмного налаштування частоти імпульсного струму для подразнення тканин хірургічного поля.....	102
3.2.1 Загальна схема	102
3.2.2 Аналіз часових аспектів імплементації методу адаптивного налаштування параметрів електричного струму.....	108
3.2.3 Удосконалення алгоритму адаптивного налаштування частоти слідування імпульсів струму подразнення.....	113
3.3 Алгоритм адаптивного налаштування параметрів електричного сигналу для подразнення тканин поля хірургічного втручання.....	117
3.4 Архітектура апаратного та програмного забезпечення	121
3.5 Висновки до розділу 3	131
РОЗДІЛ 4 СИСТЕМИ ПІДТРИМКИ ІНТРАОПЕРАЦІЙНОГО МОНІТОРИНГУ ПІД ЧАС ОПЕРАЦІЇ НА ЩИТОПОДІБНІЙ ЗАЛОЗІ	133
4.1 Особливості використання програмно-апаратного комплексу інтраопераційного моніторингу ПГН та організації користувацького інтерфейсу	134
4.2 Верифікація інтервальної моделі поширення електричного потенціалу та формування акустичного сигналу в інформаційній технології інтраопераційного моніторингу ПГН	139
4.3 Дослідження ефективності використання програмно апаратного комплексу інтраопераційного моніторингу ПГН	146
4.4 Висновки до розділу 4	151
ВИСНОВКИ.....	154
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	158
ДОДАТОК А ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ОНТОЛОГІЧНОГО-КЕРОВАНОВОГО МОДУЛЯ ВИБОРУ КОЕФІЦІЄНТІВ МОДЕЛІ	175
ДОДАТОК Б ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ МОДУЛЯ ФОРМУВАННЯ ОНТОЛОГІЧНИХ ПРАВИЛ.....	181
ДОДАТОК В СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ.....	184
ДОДАТОК Г АКТИ ВПРОВАДЖЕНЬ РЕЗУЛЬТАТІВ ДИСЕРТАЦІЙНОГО ДОСЛІДЖЕННЯ.....	190

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ІОНМ	інтраопераційний нейромоніторинг
ЗГВГН	зовнішня гілка верхнього гортанного нерва
ПЗ	програмне забезпечення
ПГН	поворотний гортаний нерв
ПН	поворотний нерв
ЩЗ	щитоподібна залоза

ВСТУП

Актуальність теми. Захворювання щитоподібної та паращитовидної залози, призводить до суттєвого зростання хірургічних втручань – як засобу лікування цього захворювання. В Україні, за даними [129], тільки операцій на рак щитоподібної та паращитовидної залози проводять близько 3 тисяч. Також інші види захворювань щитоподібної залози потребують понад 5 тисяч хірургічних втручань [71, 120] щорічно. Тобто проблема хірургії щитоподібної та паращитовидної залози в Україні та й у цілому світі є надзвичайно актуальною [19, 90, 119, 131].

Після операції на щитоподібній залозі приблизно 1 з 10 пацієнтів відчуває тимчасові зміни голосу, а постійні проблемами з голосом відчують у 1 з 25 випадків, які зумовлені переважно травмою поворотного нерва гортані (ПГН) [11, 59, 115]. Забезпечення цілісності ПГН та зовнішньої гілки верхнього гортанного нерва (ЗГВГН) і збереження нормального голосу є основними «функціональними» цілями хірургії органів шиї і щитоподібної залози. Візуальна ідентифікація ПГН вже давно є стандартним методом для цього запобіжного заходу. Незважаючи на ретельну хірургічну техніку пошкодження ПГН не завжди можна передбачити або побачити візуально. Одним із шляхів зменшення кількості травм нервів гортані є впровадження інтраопераційного електронеуромоніторингу (ІОНМ). За даними тиреоїдних асоціацій, із застосуванням ІОНМ виконують 50 - 85 % операцій на щитоподібній залозі [17]. Умовно, процес ІОНМ можна поділити на два етапи: подразнення тканин поля хірургічного втручання електричним струмом із заданими параметрами та реєстрація відгуку на електростимуляцію.

Електрофізіологічний спосіб спирається на специфіку подразнення саме тканин хірургічної рани в околі ПГН і оцінювання реакції на подразнення моніторингом скорочення голосових зв'язок, оскільки по нерву передаються електричні сигнали для управління цими зв'язками через синапс. В основу способу покладено нейрохронаксичну теорію утворення голосу, розроблену

французьким дослідником Р. Юссоном в 1952 році [56]. Відомі методи та способи реєстрації різними технічними засобами – візуально та за допомогою електроміографа, який фіксує електричну активність м'язів гортані в реальному часі з використанням спеціальних пристроїв, розміщених у ділянці голосових зв'язок [45, 50, 55, 100, 131], не дають можливість знизити ризик пошкодження ПГН або вимагають високої кваліфікації хірурга. Для ІОНМ розроблено ряд програмно-апаратних систем. У роботах Riddell V., Galivan J., Basmajian J., Davis моніторингу ПГН. На цій основі створено програмно-апаратні системи ІОНМ британської фірми «NEUROSIGN SURGICAL» – NEUROSIGN. Вони складаються з 3 основних пристроїв – Neurosign 100 Neurosign 800, Neurosign V4 апаратними системами ІОНМ під час хірургічних втручань є NIM-Response 3.0, розроблена компанією Medtronic [54, 74] та EMG/NCS/EP від компанії Natus [46,

Водночас усі існуючі системи мають такі недоліки: великі габарити, неможливість автономної роботи (без зовнішніх систем), висока вартість, зумовлена їхньою багатофункціональністю та широкою сферою застосування.

Серед інших, найкращі результати отримано під час стимуляції ПГН з подальшим моніторингом голосових функцій пацієнта за допомогою звукового сенсора, встановленого в ендотрахеальній трубці [24-27, 37-39]. Як показала практика, використання цього методу є досить ефективним [28]. Спосіб ідентифікації ПГН із застосуванням змінного електричного струму і фіксації реакції на це подразнення звуковим сенсором вперше був запропонований авторами Шідловським В.О., Диваком М.П., Шідловським О.В. Козак О.Л. та Розновським Я.П. [134]. Пізніше був удосконалений, Пукасом А.В., Тимцем В.І. та автором цієї дисертації (Диваком А.М.) [126]. Для його реалізації розроблено програмно-апаратний комплекс на базі одноплатного комп'ютера Raspberry Pi

Водночас, існуюче програмне забезпечення у складі інформаційної технології, що реалізована у даному програмно-апаратному комплексі не вирішує задачу налаштування параметрів електричного струму, зокрема частоти слідування імпульсів, залежно від електрофізіологічних властивостей тканин поля хірургічного втручання конкретного пацієнта, що знижує ефективність подразнення і відповідно підвищення ризику пошкодження ПГН. Іншою проблемою зазначеної технології, є використання математичної моделі у вигляді алгебраїчного рівняння [27-28, 34, 36] або різницевого рівняння [31-33], яке описує розподіл характеристик отриманого акустичного сигналу (амплітуди чи основної спектральної складової акустичного сигналу з найбільшою амплітудою) залежно від точки подразнення на полі хірургічного втручання. Налаштування такого різницевого рівняння для конкретного пацієнта здійснювалося за допомогою короткої серії подразнень тканин поля хірургічного втручання [33]. Однак цей метод вимагає побудови для кожного пацієнта програмної реалізації своєї моделі. Крім того, зазначений підхід складно реалізувати, оскільки розподіл характеристик отриманого акустичного сигналу на полі хірургічного втручання не прив'язаний до зображення, яке спостерігає хірург під час операції на щитоподібній залозі. З іншого боку, контроль відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН є функцією інформаційної технології, яка зможе знизити ризик пошкодження ПГН. Для реалізації цієї функції необхідно розробити та програмно реалізувати математичну модель поширення електричного сигналу в тканинах операційної рани та формування акустичного сигналу залежно від відстані від точки подразнення до ПГН та електрофізіологічних властивостей тканин поля хірургічного втручання.

Отже, актуальним є науково-технічне завдання розробки математичного та програмного забезпечення інформаційної технології та програмно-апаратного комплексу для підтримки нейромоніторингу під час операції на щитоподібній залозі, які розширюють функції програмно-апаратного комплексу для налаштування параметрів електричного струму, залежно від

електрофізіологічних властивостей тканин поля хірургічного втручання конкретного пацієнта та забезпечують контроль відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН.

Мета і завдання дослідження. Метою дисертаційного дослідження є зниження ризику пошкодження ПГН в процесі операції на щитоподібній залозі у спосіб розроблення математичного та програмного забезпечення програмно-апаратного комплексу для підтримки нейромоніторингу під час операції на щитоподібній залозі.

Для досягнення цієї мети необхідно виконати такі завдання:

- проаналізувати існуючі технології, відповідно методи та програмно-апаратні засоби ІОНМ ПГН в процесі хірургічного втручання на щитоподібній залозі;

- розробити та програмно реалізувати нову інтервальну математичну модель поширення електричного потенціалу в тканинах операційної рани та формування акустичного сигналу залежно від відстані від точки подразнення до ПГН;

- розробити метод ідентифікації цієї моделі та налаштування під конкретні особливості пацієнта із використанням онтологічного підходу та аналізу інтервальних даних;

розробити метод та алгоритм оптимального програмного налаштування частоти слідування імпульсів електричного струму, яким подразнюють тканини поля хірургічного втручання, який адаптує параметри імпульсного струму під електрофізіологічні характеристики тканин поля хірургічного втручання конкретного пацієнта;

досконалити архітектуру програмного та апаратного забезпечення пристрою підтримки інтраопераційного моніторингу ПГН, який забезпечує реалізацію функцій адаптації параметрів імпульсного струму під електрофізіологічні характеристики тканин поля хірургічного втручання пацієнта та обчислення відстані від точки подразнення до ПГН;

досконалити інформаційну технологію інтраопераційного моніторингу ПГН, яка

б ґрунтувалась на удосконаленій архітектурі програмного та апаратного забезпечення пристрою підтримки інтраопераційного моніторингу ПГН;

- провести апробацію розробленої інформаційної технології на програмно-апаратного комплексу під час операції на щитоподібній залозі для оцінки ризику пошкодження ПГН.

Об'єкт дослідження – процеси інтраопераційного нейромоніторингу ПГН під час хірургічного втручання на щитоподібній залозі.

Предмет дослідження – математичне та програмне забезпечення програмно-апаратного комплексу для підтримки нейромоніторингу під час операції на щитоподібній залозі.

Методи дослідження. Для отримання інформаційних (акустичних) сигналів – реакції на подразнення тканин поля хірургічного втручання – використано електрофізіологічний метод подразнення тканин за допомогою імпульсного струму. Для опрацювання інформаційного акустичного сигналу та виявлення його інформативних ознак, застосовано методи аналізу інтервальних даних, спектрального аналізу та швидке перетворення Фур'є. Для побудови інтервальної математичної моделі поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного втручання рани та формування акустичного сигналу залежно від відстані від точки подразнення до ПГН використано теорію електричних кіл, методи ідентифікації математичних моделей, методи аналізу інтервальних даних та онтологічний аналіз. Для розробки архітектури програмної системи використано інженерію вимог та об'єктно-орієнтований підхід у поєднанні з EDA (архітектурою, керованою подіями). Для розробки програмного забезпечення – об'єктно орієнтований підхід та мова програмування Python, операційна система Raspberry Pi OS оптимізована для програмного забезпечення, розробленого цією мовою.

Наукова новизна отриманих результатів. У межах дисертаційної роботи *вперше:*

- розроблено інтервальну математичну модель поширення електричного потенціалу в тканинах операційної рани під час їх подразнення імпульсним

електричним струмом та формування реакції на подразнення голосових зв'язок у вигляді акустичного сигналу, яка на відміну від існуючих моделює інтервальну відстань від точки подразнення до ПГН в залежності від амплітуди акустичного сигналу та амплітуди його головної спектральної складової, і забезпечує зниження ризику пошкодження ПГН в процесі хірургічного втручання на щитоподібній залозі;

- розроблено метод ідентифікації інтервальної математичної моделі поширення електричного потенціалу в тканинах операційної рани та формування реакції на подразнення голосових зв'язок у вигляді акустичного сигналу, який на відміну від існуючих ґрунтується на поєднанні аналізу інтервальних даних та онтологічному підході, що у сукупності знижує час налаштування моделі під особливості тканин операційної рани пацієнта і забезпечує використання цієї моделі в програмно-апаратному комплексі для зниження ризику пошкодження ПГН;

- запропоновано та обґрунтовано метод та алгоритм програмного налаштування частоти слідування імпульсів електричного струму, яким подразнюють тканини поля хірургічного втручання, який на відміну від існуючих адаптує частоту імпульсного струму під електрофізіологічні характеристики тканин поля хірургічного втручання пацієнта, що забезпечує підвищення чутливості тканин до подразнення і в цілому зниження ризику пошкодження ПГН;

удосконалено:

- архітектуру програмного та апаратного забезпечення пристрою підтримки інтраопераційного моніторингу ПГН, який на відміну від існуючих забезпечує адаптивне та програмне налаштування частоти імпульсного струму для подразнення тканин поля хірургічного втручання та обчислення відстані від точки подразнення до ПГН на основі математичної моделі поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного втручання та формування акустичного сигналу, що у сукупності забезпечує підвищення точності класифікації тканин та зниження ризику пошкодження ПГН;

- інформаційну технологію інтраопераційного моніторингу ПГН, яка на відміну від існуючих побудована на програмно-апаратному комплексі з функціями налаштування частоти імпульсного струму для подразнення тканин поля хірургічного втручання та обчислення відстані від точки подразнення до ПГН, що у сукупності знижує ризик пошкодження ПГН під час операції на щитоподібній залозі.

Особистий внесок здобувача. Усі результати, викладені в дисертаційній роботі, отримані автором самостійно. У друкованих працях, опублікованих у співавторстві, автору належать такі результати:

[30] архітектура програмно-апаратного комплексу та оцінка його ефективності;

[133] підбір матеріалів та проведення клінічних досліджень;

[24] принципи побудови методу оптимального програмного налаштування частоти слідування імпульсів електричного струму;

[41] підбір матеріалів та проведення клінічних досліджень;

[121] математична модель процесу поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного втручання та метод її ідентифікації на основі онтологічного підходу;

[132] підбір матеріалів, огляд літератури;

[39] обґрунтування методу та розробка алгоритму оптимального програмного налаштування частоти слідування імпульсів електричного струму; удосконалена архітектура програмно-апаратного комплексу ІОНМ ПГН;

[43] програмне управління частотою слідування імпульсів електричного струму;

[31] постановка задачі ідентифікації інтервальної моделі, та обґрунтування методів її розв'язування;

[76] удосконалена інформаційна технологія ІОНМ ПГН;

[104] дослідження ефективності програмно-апаратного комплексу ІОНМ ПГН під час клінічних випробувань;

[135] огляд літературних джерел;

[29] застосування онтологічного підходу для методу ідентифікації інтервальної математичної моделі;

[33] інтервальна математична модель для визначення розміщення ПГН та метод її ідентифікації;

[25] удосконалена інформаційна технологія ІОНМ ПГН з функцією програмного управління частотою слідування імпульсів електричного струму;

[132] апаратна архітектура комплексу;

[22] електрофізіологічний метод подразнення тканин хірургічної рани та його клінічні випробовування;

[106] підбір матеріалів та проведення клінічних досліджень;

[40] елементи архітектури програмно-апаратного комплексу;

[35] математичні моделі інформативних характеристик тканин хірургічної рани;

[38] огляд літератури та архітектура програмно-апаратного комплексу;

[92] концепція віртуального імітатора для використання програмно-апаратного комплексу ІОНМ ПГН;

[4] огляд літератури;

[117] огляд літератури;

[26] базові принципи побудови інформаційної технології ІОНМ ПГН;

[37] обґрунтування вибору апаратних складових програмно-апаратного комплексу ІОНМ ПГН;

[120] результати досліджень проходження електричних імпульсів в нервових тканин;

[63] дослідження надійності елементів програмно-апаратного комплексу ІОНМ ПГН;

[124] моделі електричних властивостей тканин хірургічної рани;

[125] електрична модель електропровідності тканин хірургічної рани під час операції на щитоподібній;

[126] інформаційна технологія ідентифікації гортанного нерва з інших тканин хірургічної рани при проведенні хірургічних операцій на щитоподібній

залозі.

Основні положення та результати дисертаційної роботи в наведених працях викладені в повному обсязі.

Апробація результатів дисертації. Основні положення і результати дисертаційної роботи презентовано на 7 конференціях, зокрема:

- 2024 IEEE 17th International Conference on Advanced Trends in Radioelectronics, Telecommunications and Computer Engineering (TCSET);
- 2024 14th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT);
- International Scientific Internet Conference on Computer Graphics and Image Processing and 48th International Scientific and Practical Conference on Application of Lasers in Medicine and Biology, 2018;
- 19th International Conference Computational Problems of Electrical Engineering (CPEE);
- 2018 XIV-th International Conference on Perspective Technologies and Methods in MEMS Design (MEMSTECH);
- Всеукраїнська конференція з міжнародною участю «Сучасні комп'ютерні інформаційні технології», Тернопіль 2017;
- VI Всеукраїнська школа-семінар молодих вчених і студентів «Сучасні комп'ютерні інформаційні технології».

Публікації. За результатами дисертаційного дослідження опубліковано 31 наукову працю (Додаток В) загальним обсягом 179 сторінок, зокрема 9 статей у фахових наукових виданнях [30, 31, 39, 106, 121, 123, 132-133, 135], 1 з яких входить до міжнародної наукометричної бази Scopus та Web of Science і відповідно до класифікації SCImago Journal and Country Rank віднесено до квартилю Q2 [30]. Ще 2 статті входять до міжнародної наукометричної бази Scopus та, згідно з класифікацією SCImago Journal and Country Rank, віднесено до квартилю Q3 [39] та Q4 [31]. Окрім того, опубліковано 21 публікацію у матеріалах конференцій [4, 22, 24-26, 29, 33, 35, 38, 40-42, 63, 76, 104, 117, 120, 124-125], 18 з яких входять до міжнародної наукометричної бази Scopus [4, 22,

24-26, 29, 33, 35, 38, 40-42, 63, 76, 104, 117], а також отримано 1 Патент України на корисну модель [126].

Структура та обсяг роботи. Дисертаційна робота складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел із 136 найменувань та 4 додатків. Загальний обсяг роботи складає 193 сторінок друкарського тексту, з них 157 сторінок основного тексту. Робота містить 36 рисунків і 10 таблиць.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Дисертаційна робота виконувалася в рамках пріоритетного напрямку «Інформаційні та комунікаційні технології» відповідно до закону України «Про пріоритетні напрями розвитку науки і техніки» та пов'язана з науковими дослідженнями, які виконувалися за тематикою кафедри комп'ютерних наук Західноукраїнського національного університету.

Результати дисертаційного дослідження отримано в межах виконання науково-дослідної роботи у межах основного робочого часу професорсько-викладацького персоналу, докторантів, аспірантів та здобувачів наукового ступеня кафедри комп'ютерних наук «Методи та програмні засоби для ідентифікації інтервальних моделей складних систем» (державний реєстраційний номер 0122U000627).

Робота виконувалася за безпосередньої участі автора.

Практичне значення отриманих результатів полягає у створенні програмно апаратних засобі для ідентифікації ЗГН, які представлено у вигляді єдиного програмно-апаратного комплексу придатного для використання в режимі реального часу у процесі хірургічного втручання на щитоподібній залозі. Розроблений пристрій апробовано в процесі проведення хірургічних операцій на щитоподібній залозі в Тернопільській міській комунальній лікарні швидкої допомоги. Застосування пристрою та програмного забезпечення дало можливість знизити ризик пошкодження ЗГН, зменшити тривалість хірургічної операції та підвищити функціональність засобів моніторингу ЗГН.

Теоретичні та прикладні результати дисертаційної роботи використано:

- в Тернопільській міській комунальній лікарні швидкої допомоги для

моніторингу ПГН при проведенні хірургічних операцій на щитоподібній залозі (акт про впровадження результатів дисертаційної роботи від 17 грудня 2025 р);

- в медичному центрі «Віта Сана» у процесі проведення хірургічних операцій на щитоподібній залозі використано інформаційну технологію, програмне та апаратне забезпечення пристрою підтримки інтраопераційного моніторингу нервів гортані (акт про впровадження результатів дисертаційної роботи від 2 грудня 2025 р);

- при виконанні науково-дослідної роботи у межах основного робочого часу професорсько-викладацького персоналу, докторантів, аспірантів та здобувачів наукового ступеня кафедри комп'ютерних наук «Методи та програмні засоби для ідентифікації інтервальних моделей складних систем», державний реєстраційний номер 0122U000627 (акт про використання результатів дисертаційної роботи від 15 грудня 2025 р.);

- в освітньому процесі Західноукраїнського національного університету при викладанні дисциплін «Архітектура та проєктування програмного забезпечення», «Об'єктно-орієнтоване програмування» та «Бази даних і знань» (акт про впровадження в освітній процес результатів дисертаційної роботи від 29 грудня 2025 р).

РОЗДІЛ 1

ТЕХНОЛОГІЇ ІНТРАОПЕРАЦІЙНОГО НЕЙРОМОНІТОРИНГУ ПОВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА В ПРОЦЕСІ ХІРУРГІЧНОГО ВТРУЧАННЯ НА ЩИТОПОДІБНІЙ ЗАЛОЗІ

У цьому розділі проведено огляд літературних джерел, пов'язаних із проблематикою інтраопераційного моніторингу ПГН в процесі операції на щитоподібній залозі. Перший параграф стосується аналізу технологій ІОНМ та практики його застосування. Показано, що найбільш перспективним підходом для зниження ризику пошкодження ПГН є електрофізіологічний спосіб подразнення тканин хірургічної рани в околі ПГН і оцінювання реакції на подразнення моніторингом скорочення голосових зв'язок за допомогою звукового сенсора. Також показано, що частота електричних імпульсів, які застосовуються для стимуляції ПГН під час операцій на щитоподібній залозі, може змінюватися залежно від конкретного клінічного випадку. У загальному випадку частота електричної стимуляції коливається від кількох одиниць до кількох десятків герц.

У другому підрозділі наведено існуючі програмно-апаратні комплекси ІОНМ, які є універсальними системами. Водночас сформульовано їх основні недоліки. У третьому розділі досліджено також існуючі програмно-апаратні системи з електрофізіологічним способом подразнення тканин хірургічної рани в околі ПГН і оцінювання реакції на подразнення моніторингом голосових функцій пацієнта за допомогою звукового сенсора, встановленого в ендотрахеальній трубці, які орієнтовані виключно на моніторинг ПГН. Такі системи побудовано на базі дноплатних комп'ютерів. Встановлено недоліки таких комплексів.

У заключній частині розділу сформульовано науково-технічне завдання, мету та завдання дисертаційного дослідження і наведено висновки на підставі проведеного огляду літературних джерел.

Результати цього розділу опубліковано автором у працях [4, 106, 117, 129, 132-133, 135].

1.1 Проблематика інтраопераційного нейромоніторингу поворотного гортанного нерва

Захворювання щитоподібної та паращитовидної залози, призводить до суттєвого зростання хірургічних втручань – як засобу лікування цього захворювання. В Україні, за даними [129], тільки операцій на рак щитоподібної та паращитовидної залози проводять близько 3 тисяч. Також інші види захворювань щитоподібної залози потребують понад 5 тисяч хірургічних втручань [71, 129] щорічно. Тобто проблема хірургії щитоподібної та паращитоподібної залози в Україні та й у цілому світі є надзвичайно актуальною [19, 58, 90, 119, 131].

Хірургічні втручання на щитоподібній залозі виконуються для лікування широкого спектра медичних показів, таких як вузловий однобічний зоб, вузловий двобічний зоб, рак щитоподібної залози, змішаний токсичний зоб, дифузний токсичний зоб, рецидивний двобічний зоб [13, 52, 85]. Ці операції вважаються складними та вимагають високої хірургічної майстерності через наявність життєво важливих кровоносних судин і нервів у передній частині шиї. Одним із найсерйозніших ризиків під час таких операцій є можливе пошкодження поворотного гортанного нерва (ПГН) [13-14, 68, 85]. Імовірність травмування ПГН є досить високою, оскільки цей нерв має значну анатомічну варіабельність у різних пацієнтів і часто не може бути візуально розпізнаний хірургом [13, 55, 85, 112, 136]. Саме значна анатомічна варіабельність цього нерва у різних пацієнтів і є причиною негативних наслідків хірургічних втручань на щитоподібній залозі.

Близько 70 % ускладнень у хірургії щитоподібної залози (ЩЗ) припадають на ушкодження поворотного нерва (ПН) [127-128] Постійний його параліч, навіть коли операції виконують досвідчені хірурги, виникає в 1 – 2 % пацієнтів. Однак фактична кількість випадків постійних і тимчасових паралічів більша.

Дослідження показали, що лише в 1 із 10 випадків ушкоджень нерва хірурги виявляли ускладнення під час хірургічного втручання. Крім того, не в усіх пацієнтів оглядали голосові зв'язки після операції. Фактичними показниками паралічу ПН при тиреоїдектомії, яку виконують досвідчені хірурги, є 6 – 8 %, у деяких дослідженнях – близько 23 % [5, 45, 65, 130]. Описано різні причини ушкодження ПН: механічні ушкодження, особливо в ділянці зв'язки Беррі, через кліпси та лігатури поблизу нерва, термічні ушкодження (застосування електрокоагуляції), рідше – випадкове перерізання нерва. З літератури відомо про поширеність таких типів уражень нервів, як тракція (71,0 %), термічне від енергетичних пристроїв (17,0 %), компресія (4,0 %), затискання (3,0 %), защемлення в лігатурі (1,5 %), перерізання нерва (1,5 %). Тяжчими є термічні ушкодження порівняно з тракційними [11, 19, 99]. Для зменшення частоти травм нервів гортані під час операцій на ЩЗ розроблені технології їх моніторингу. Більшість авторів вважають, що моніторинг нервів має на меті полегшити ідентифікацію нервів, допомогти з виділенням нервів, спрогнозувати післяопераційну функцію нерва. Під час операції знаходять нерв серед тканин операційної рани та постійно контролюють його хід і розгалуження до входу в гортань. Саме такі дії хірурга дають змогу запобігти травмам нервів і парезам гортані. Це найпростіший спосіб, оскільки при цьому не використовують жодного обладнання, і водночас складний, бо потребує великої майстерності та досвіду в хірургії ЩЗ. За своєю суттю цей метод не належить до моніторингу як такого [41, 98].

Одним із шляхів зменшення кількості травм нервів гортані є впровадження інтраопераційного електронейромоніторингу (ІОНМ) ЩЗ [91, 105, 116, 131]. За даними тиреоїдних асоціацій, із застосуванням ІОНМ виконують 50 – 85 % операцій на ЩЗ [17].

Для проведення ІОНМ розроблена технологія з використанням ендотрахеальної трубки поверхневими електродами на ній. Здебільшого виконують переривчатий ІОНМ, рідше – безперервний. Стандарти ІОНМ визначила Міжнародна дослідницька група інтраопераційного моніторингу. Для

оптимального ІОНМ рекомендовано проводити до та після операції ларингоскопію [95].

Технології переривчастого та безперервного ІОНМ розроблені та використовуються для визначення функціональності нерва й можливих його пошкоджень, а не для його ідентифікації серед тканин хірургічної рани.

Усталене поняття нейромоніторингу – це контроль за нервом під час виконання операції для запобігання його травмі. Для його доповнення необхідно додати процедуру розпізнавання нерва серед тканин хірургічної рани. Спочатку нерв (нерви) необхідно ідентифікувати, а потім моніторити під час операції. Саме послідовність виконання цих дій є запорукою збереження функціональної цілісності нерва.

Умовно процес ІОНМ можна поділити на два етапи: електростимуляція нерва електричним струмом із заданими параметрами та реєстрація відповіді нерва на електростимуляцію.

Серед методів моніторингу ПГН один підхід передбачає візуальну оцінку анатомії гортані пацієнта [21, 110]. Проте цей метод вимагає високої кваліфікації хірурга й не вважається ефективною стратегією ІОНМ. Інший метод ґрунтується на використанні ультразвукової візуалізації [21]. Цей підхід передбачає сканування операційного поля за допомогою ультразвукового апарата для візуалізації навколишніх тканин. Хоча він дозволяє бачити зону втручання, проте потребує або високого рівня інтерпретаційних навичок від хірурга, або інтеграції допоміжних систем, здатних автоматично розпізнавати ПГН на отриманих зображеннях. Крім того, використання ультразвукового сканера – дорогого обладнання не завжди є доцільним при операціях на щитоподібній залозі й не забезпечує безперервного моніторингу цілісності нерва в реальному часі.

Ще одним методом ідентифікації ПГН є електрична стимуляція операційного поля за допомогою електричного струму [95, 54, 101]. У цьому методі електроди вводяться в операційну ділянку різними способами залежно від конкретної техніки. На електроди подається постійний, змінний, або імпульсний

струм силою 0,5 – 2 мА, що спричиняє скорочення м'язів голосових зв'язок. Цей спосіб, ще називають електрофізіологічним.

Зазначений спосіб базується на принципах фізіології функцій нервових тканин та механізмах передачі імпульсів у мотонейронах. Відомо, що мотонейрон генерує імпульси на частоті 40 – 60 Гц протягом 60 мс [56]. При активації один з видів іонів (натрію) раптово передається на протилежну сторону мембрани і в результаті створюється різниця потенціалів. Тобто, на відміну від електричного струму, який виникає в провідниках через різницю потенціалів і є рухом електронів, в нервових волокнах електричний струм протікає внаслідок перезарядки через мембрану. Розглянемо механізм передачі зарядів, з метою визначення параметрів електричного сигналу, який міг би поширюватися через ПГН до голосових зв'язок.

На рисунку 1.1 проілюстровано принцип поширення заряду в нервових тканинах, зокрема в ПГН [103]. Нерв складається з нервових волокон, загорнутих у лінійну оболонку, яка є електричним ізолятором. У перехватах Ранв'є ця лінійна оболонка відсутня. У місцях цих перехватів є натрієві комірочки, в яких містяться позитивно заряджені іони натрію. У випадку прикладення різниці потенціалів на кінці нерва і у точці подразнення, розпочинається перезарядка каналів для встановлення електричної рівноваги, тобто поширення електричного сигналу подразнення як це проілюстровано на рисунку 1.1.

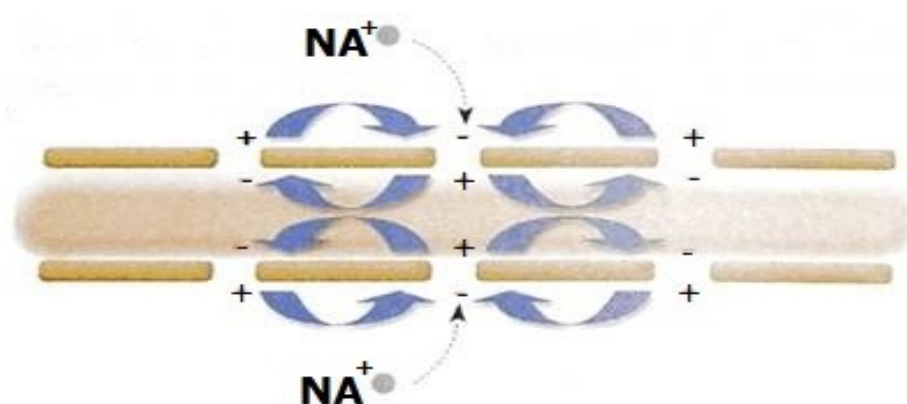


Рис. 1.1. Ілюстрація принципу поширення електричного заряду в нервових тканинах [103]

Електрофізіологічний спосіб спирається на специфіку подразнення саме тканин хірургічної рани в околі ПГН і оцінювання реакції на подразнення моніторингом скорочення голосових зв'язок, оскільки по нерву передаються електричні сигнали для управління цими зв'язками через синапс. В основу способу покладено нейрохронаксичну теорію утворення голосу, розроблену французьким дослідником Р. Юссоном в 1952 році [56]. Згідно з теорією Р. Юссона, голосові зв'язки вібрують через проходження імпульсів біострумів, що своєю чергою передаються з центральної нервової системи на відповідні м'язи гортані (що екрують голосовими зв'язками).

Частота імпульсів, які подаються по нервових волокнах до м'язів гортані та частота основного голосового тону людини є однаковими. Кожен електричний імпульс викликає скорочення голосових м'язів, то відповідно кількість імпульсів викликає таку саму кількість скорочень м'язів і коливань голосових зв'язок [56]. Саме на цій закономірності побудовано електрофізіологічний спосіб моніторингу ПГН. Р. Юссон реалізував різні методи: стробоскопію, томографію (рентгенологічну секцію гортані) і хронометрію [56]. Варто зазначити, що Юссон встановив ці закономірності під час експериментів з собаками. До такого ж результату призвели і досліді із подразнення ПГН за допомогою штучно згенерованого і прикладеного на ділянці нерва імпульсного електричного струму [56]. За допомогою стробоскопа було встановлено, що серія електричних імпульсів на нерв з частотою 100 і 600 за секунду викликала коливання голосових зв'язок з такою ж частотою [56].

Разом з тим, електричні та частотні властивості синапса обмежують проведення електричних імпульсів до частоти 150 Гц, однак підсумовування синаптичних з'єднань різних аксонів дозволяє декільком аксонам передавати сигнал на м'язове волокно при максимальній ефективній частоті 400 - 500 Гц. Разом з тим, процес згасання електричного імпульсу в м'язових волокнах вищий, ніж у волокнах нервових тканин. Частота вібрації зв'язок може становити 350 - 450 Гц [56]. Таким чином, було встановлено, що струм з частотою до 400 Гц є придатним для провідності нервової тканини і синапсу між аксоном і м'язовими

волокнами, викликаючи скорочення голосових зв'язок [56].

Враховуючи особливості електрофізіології нервових тканин і передачі імпульсів у синапсах, для електричного подразнення тканин хірургічної рани під час операції на щитоподібній залозі доцільно використовувати змінний струму з частотою, меншою ніж 400 Гц, і діючою силою струму до 2 мА [56, 131]. Варто зазначити, що частота подразнення може бути і суттєво меншою, оскільки, для ІОНМ важливо фіксувати не вібрації голосових зв'язок, а факт їхнього скорочення, що означатиме наближеність точки позразнення на операційному полі до ПГН. Такий підхід реалізовано у ряді засобів ІОНМ [54, 80].

Фізіологічну реакцію на електричну стимуляцію можна реєструвати різними технічними засобами, наприклад, візуально або за допомогою електроміографа, який фіксує електричну активність м'язів гортані в реальному часі під час стимуляції нерва, використовуючи спеціальні пристрої, розміщені в ділянці голосових зв'язок [64, 118]. Один із таких пристроїв функціонує шляхом моніторингу голосових функцій пацієнта під час стимуляції ПГН за допомогою звукового сенсора, встановленого в ендотрахеальній трубці [28, 32, 34, 43, 88]. Як показала практика, використання цього методу є досить ефективним [43].

Водночас залишається проблемою налаштування параметрів електричного струму, залежно від електрофізіологічних властивостей тканин операційної рани конкретного пацієнта, які можуть істотно відрізнятися. У цьому випадку в роботах запропоновано використовувати математичну модель у вигляді алгебраїчного рівняння [27-29, 34, 36] або різницевого рівняння [31-33], яке описує розподіл характеристик отриманого акустичного сигналу (наприклад, амплітуди, чи основної спектральної складової акустичного сигналу з найбільшою амплітудою) залежно від точки стимуляції на операційній рані. Налаштування такого різницевого рівняння для конкретного пацієнта здійснювалося за допомогою короткої серії стимуляцій тканин операційної рани [26, 39, 123]. Однак навіть цей метод вимагає побудови для кожного пацієнта своєї моделі, що у процесі хірургічного втручання є достатньо складно реалізувати. Як ідея, можна використати моделі, побудовані для інших пацієнтів,

проте для цього необхідна розробка відповідної інформаційної технології та програмного забезпечення технології накопичення та використання таких моделей.

Крім того, у ході досліджень було встановлено, що ефективність реакції на стимуляцію тканин поля операції залежить від частоти імпульсного електричного струму [27, 113-114]. Ключовими аспектами вибору частоти та її впливу на ПГН є [27, 113-114]:

- сприйняття м'язами (низькі частоти, зазвичай менше 5 Гц, краще підходять для реєстрації м'язових реакцій);
- фільтрація шумів (занадто висока частота імпульсів може призвести до зашумлення сигналу);
- максимальна ефективність стимуляції, пов'язана з реактивними властивостями середовища стимуляції;
- сприйняття нервової відповіді.

Зазвичай частота електричних імпульсів, які застосовуються для стимуляції гортанного нерва під час операцій на щитоподібній залозі, може змінюватися залежно від конкретного клінічного випадку. У загальному випадку частота електричної стимуляції коливається від кількох одиниць до кількох десятків герц. Тому питання вибору частоти подразнення імпульсним сигналом тканин хірургічної рани, залежно від анатомічної варіабельності цього нерва, а також від анатомічних особливостей гортані у різних пацієнтів, є надзвичайно актуальною.

1.2 Огляд засобів інтраопераційного моніторингу ПГН

Інтраопераційний нейромоніторинг широко застосовується для ідентифікації ПГН з метою запобігання його пошкодження під час операцій на щитоподібній залозі. Ушкодження ПГН може призвести до незворотних наслідків. У деяких випадках такі травми спричиняють постійний параліч голосових зв'язок і втрату голосу. Тому було розроблено та впроваджено різні

технології для запобігання або зменшення ризику пошкодження ПГН [21, 95]. Ці технології ґрунтуються на принципі електричної стимуляції тканин, що оточують ПГН, а також самого нерва, і спостереженні за фізіологічною реакцією на стимуляцію [54].

Використання таких методик для моніторингу ПГН вперше було задокументовано у 1965 році [102]. Метою первинного дослідження було реєстрування фізіологічної реакції на стимуляцію ПГН. У цьому експерименті використовувався датчик тиску, вмонтований у манжетку ендотрахеальної трубки; зміни тиску відбувалися внаслідок скорочення голосових зв'язок у відповідь на електричну стимуляцію нерва [101]. Такий підхід успішно дозволив визначити анатомічне розташування ПГН і підтвердив доцільність використання електричної стимуляції для інтраопераційного моніторингу та ідентифікації місцярозміщення ПГН.

З того часу були запропоновані більш вдосконалені способи електричної стимуляції [27-28], які базуються на апаратно-програмних системах моніторингу. У цих підходах стимуляція ПГН здійснюється прямокутними електричними імпульсами, а фізіологічна реакція реєструється за допомогою акустичних сенсорів [43]. Важливою перевагою таких систем є можливість ідентифікувати ПГН у режимі реального часу під час операції. Як зазначалося вище, класифікація тканини у точці подразнення здійснюється з використанням математичних співвідношень, які описують характеристики отриманого акустичного сигналу, наприклад амплітуду або окремі спектральні компоненти цього сигналу [28, 34, 43].

Однак ефективність таких підходів обмежується, анатомічними особливостями гортані та фізіологічною варіабельністю голосових зв'язок пацієнта.

Іншим способом оцінки реакції на подразнення тканин операційного поля електричним струмом є використання електроміографічних сенсорів. [16]. Цей підхід передбачає використання ЕМГ-електродів (голчастих), які вводяться безпосередньо у м'язову тканину голосових зв'язок. Під час стимуляції м'язи

реагують на електричну активацію тканин, що прилягають до ПГН. Ця реакція реєструється як різниця електричних потенціалів, що виникає внаслідок скорочення м'язів, і фіксується електродами [16]. Важливо, що цей метод усуває необхідність розміщення акустичного сенсора в ендотрахеальній трубці, проте не завжди дозволяє встановити електроди в гортані пацієнта, щоб ефективно знімати різницю потенціалів при скороченні м'язів.

Електроміографію використовують із 1950-х років для оцінювання активності м'язів гортані [79]. У 1970 році цю технологію було адаптовано для використання у хірургічних умовах Флісбергом К. та Ліндгольмом Т. [46]. Спочатку голчасті електроди вводили у голосові м'язи через перстнещитоподібну мембрану. Зараз їх називають електродами щитоподібного хряща (ТС). Пізніше були розроблені електроди, які розміщували ларингоскопічно, тобто поза операційним полем [67, 72]. Протягом наступних 10–15 років електроди були значно мініатюризовані, що дозволило інтегрувати їх в ендотрахеальні трубки. Такі електроди сьогодні відомі як ендотрахеальні (ЕТ). ТС та ЕТ – це два основні типи електродів, що використовуються у ЕМГ-ґрунтованому внутрішньоопераційному нейромоніторингу (IONM), як показано на рисунку 1.2.

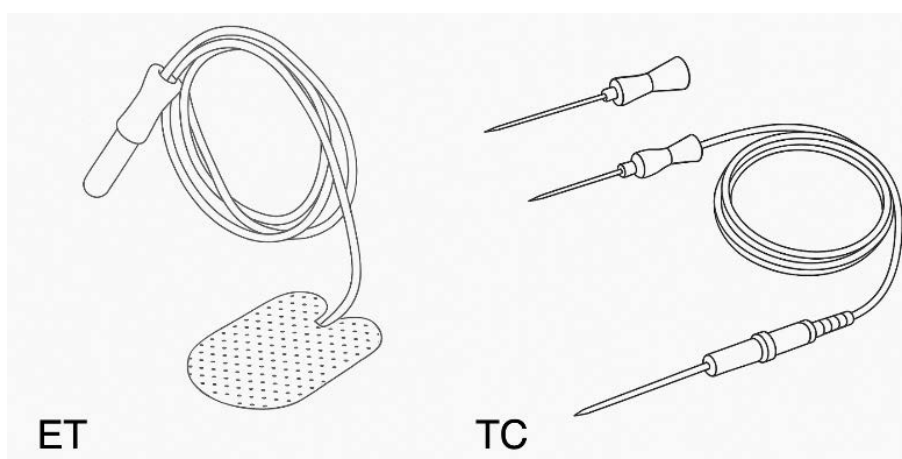


Рис. 1.2. Ілюстрація різновиду електродів, що використовуються у ІОНМ, засновані на ЕМГ [3]

Використання електроміографічних сенсорів дозволило створити низку програмно-апаратних комплексів, біомедичних приладів та систем, медичних систем, універсальних систем нейромоніторингу, систем медичної діагностики, а також систем, які орієнтовані виключно на моніторинг поворотного гортанного нерва. Всі системи націлені на забезпечення безпеки пацієнта та зниження ризику пошкодження ПГН.

Однією з найпоширеніших систем ЕМГ-моніторингу під час хірургічних втручань є нейромонітори британської фірми «NEUROSIGN SURGICAL» – NEUROSIGN. Вони складаються з 3 основних пристроїв - Neurosign 100, Neurosign 800, Neurosign V4 [53, 81-82] та інших нових версій цих систем. Вони призначені для моніторингу декількох черепно- моторних нервів та можуть використовуватися під час операції на щитоподібній залозі. Кожний пристрій має свої технічні та функціональні відмінності. Neurosign 100 у відповідь на скорочення м'язів видаватиме тільки звуковий сигнал на навушники. Neurosign 800 відображає реакцію скорочення м'язів на невеликий монітор. Neurosign V4 - це складний пристрій із великим екраном для відображення результатів подразнення (рисунок 1.2).



Рис. 1.2. Ілюстрація зображення нейромонітора «Neurosign V4»

Іншою поширеною системою ЕМГ-моніторингу під час хірургічних втручань є NIM-Response 3.0, розроблена компанією Medtronic [54, 74], як

показано на рисунку 1.3. Система NIM-Response 3.0 — це чотириканальний електроміографічний монітор, призначений для відстеження активності м'язів у реальному часі. У системі використано спеціальні електроди NIM для моніторингу нервів, які підключаються до основного блоку. Таким чином є можливість безперервно контролювати ЕМГ-активність м'язів при подразненні тканин операційного поля імпульсним струмом. Коли певний нерв активується або подразнюється, система NIM подає візуальний сигнал на кольоровому сенсорному екрані та звуковий сигнал, попереджаючи хірурга й операційну команду, що допомагає мінімізувати ризик ушкодження нерва.

Зазначена система має низку переваг: 4 канали ЕМГ, можливість моніторингу в реальному часі, інтуїтивно зрозумілий інтерфейс, автоматичне вимірювання, аудіовідгук, комерційна доступність [75].

Однак вона має і суттєві недоліки: великі фізичні розміри, відсутність автономного режиму роботи, висока вартість, що зумовлена універсальністю системи (від кількох до десятків тисяч доларів).



Рис. 1.3. Ілюстрація зовнішнього вигляду системи NIM-Response 3.0 [85]

Іншою широко застосовуваною системою є EMG/NCS/EP від компанії Natus [46, 67, 78, 80] зображена на рисунку 1.4.

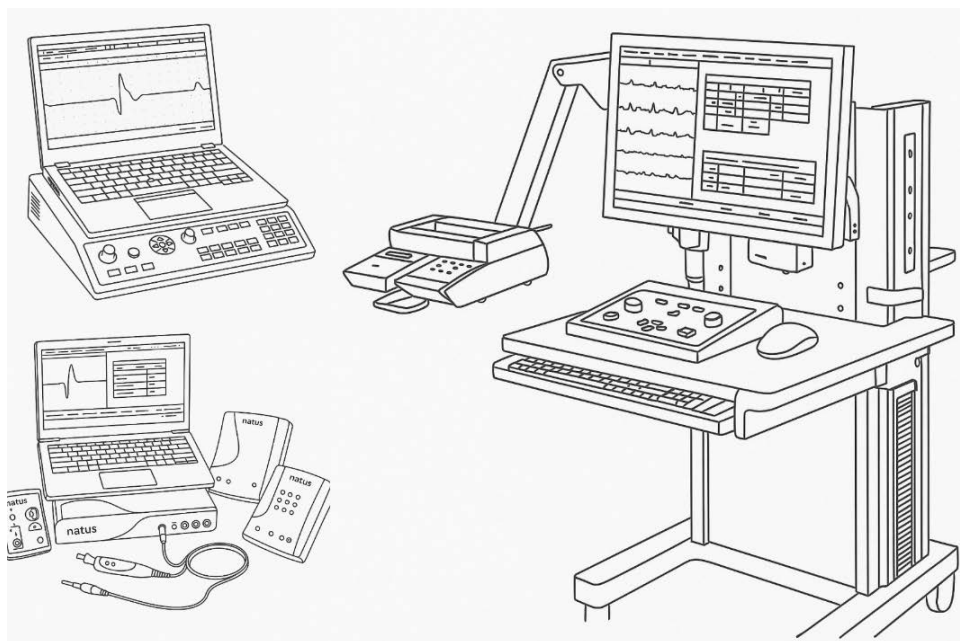


Рис. 1.4. Ілюстрація зовнішнього вигляду системи EMG/NCS/EP Systems від Natus [78, 80]

Ці системи здатні здійснювати ЕМГ-моніторинг і вимірювати м'язову активність у різних ділянках тіла пацієнта. Їхні переваги: 3 – 8 каналний підсилювач, низький рівень входного шуму, вимірювання імпедансу електродів із LED-індикацією, комерційна доступність.

Водночас усі вони мають і недоліки: великі габарити, неможливість автономної роботи (без зовнішніх систем), висока вартість, зумовлена їхньою багатофункціональністю та широкою сферою застосування.

Як показує аналіз, головним недоліком розглянутих систем є їхня висока вартість, що впливає з універсальності конструкції та розширеного набору функцій. Тому авторами патентів [126, 134] та праць [28, 32, 34, 43, 88] було розроблено інформаційна технологія та спеціалізована програмно-апаратної системи для ІОНМ ПГН під час операції на щитоподібній залозі, яка відзначається чіткою спеціалізацією на ІОНМ ПГН, високою ефективністю моніторингу і разом з тим має низьку вартість.

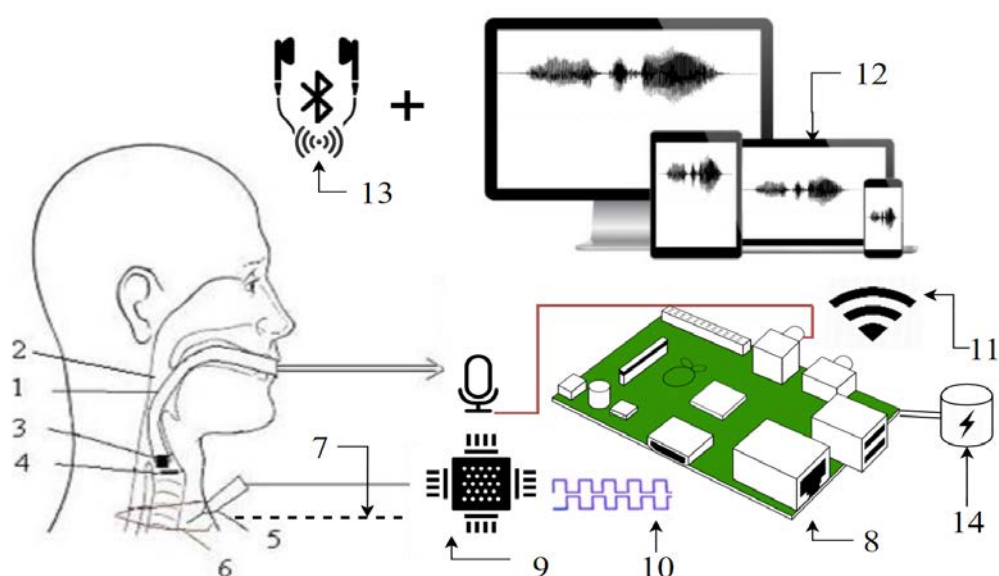
1.3 Існуюча технологія та спеціалізовані засоби ІОНМ

Спосіб ідентифікації ПГН із застосуванням змінного електричного струму і фіксації реакції нат це подразнення звуковим сенсором вперше був запропонований авторами: Шідловським Віктором Олександровичем, Диваком Миколою Петровичем, Шідловським Олександром Вікторовичем, Козак Олександром Леонідівною, Розновським Ярославом Романовичем [134]. Пізніше був удосконалений Диваком Миколою Петрович, Пукасом Андрієм Васильовичем, Тимцем Володимиром Івановичем та автором цієї дисертації – Диваком Андрієм Миколайовичем [126] у такий спосіб, що «у способі ідентифікації гортанного нерва з інших тканин хірургічної рани при проведенні хірургічних операцій на щитоподібній залозі, що включає подразнення тканин в хірургічній рані здійснюють змінним електричним струмом, при чому провідність електричного струму фіксується звуковим сенсором, що встановлений у дихальній трубці розміщеній у гортані пацієнта, згідно з корисною моделлю, подразнення тканин здійснюють електричними прямокутними імпульсами з адаптивним налаштуванням їх тривалості та частоти слідування з подальшою реєстрацією відповідного скорочення голосових зв'язок з частотою слідування імпульсів звуковим сенсором з подальшим перетворенням цих скорочень в послідовність електричних сигналів, а вихідний інформаційний сигнал, який характеризує наближеність до гортанного нерва, визначають по зміні амплітуди спектральної складової електричних сигналів на частоті слідування прямокутних імпульсів» [126].

Розглянемо існуючий метод і пристрій для визначення розташування ПГН під час операції на щитоподібній залозі. Основні функціональні компоненти пристрою показані на рисунку 1.4 [23].

Дихальна трубка (1) має звуковий сенсор (3), встановлений таким чином, щоб він знаходився над голосовими зв'язками (4). Активний електрод (5) з'єднаний із генератором електричного струму (9). Одноплатний комп'ютер (8) керує роботою цього генератора. За допомогою активного електрода (5) тканини

операційної рани (6) стимулюють електричним струмом у вигляді прямокутних імпульсів. У результаті голосові зв'язки (4) натягуються внаслідок скорочення м'язів, які ними керують. Потік повітря, що проходить через гортань пацієнта, модулюється коливаннями голосових зв'язок. Отриманий звук реєструється звуковим сенсором (3) і через звуковий адаптер передається до одноплатного комп'ютера (8) для обробки. Результати стимуляції та обробки сигналів відображаються за допомогою блока візуалізації (12) і супроводжуються звуковим повідомленням для хірурга про тип тканини (13).



1) дихальна трубка; 2) гортань; 3) мікрофон; 4) голосові зв'язки; 5) активний зонд; 6) операційна зона; 7) пасивний зонд; 8) основна апаратна частина пристрою (Raspberry Pi); 9) комп'ютерно-керований генератор прямокутних імпульсів; 10) прямокутні імпульси; 11) Wi-Fi — передавання інформації між пристроями; 12) апаратна частина візуалізації (планшет, телефон, персональний комп'ютер, ноутбук); 13) Bluetooth-навушники; 14) джерело живлення

Рис. 1.4. Функціональна схема пристрою інтраопераційного нейромоніторингу ПГН [23]

Розглянемо основні принципи побудови апаратної частини пристрою — складової наведеної вище технології. На основі функціональної схеми процесу

інтраопераційного нейромоніторингу гортанних нервів під час операції на щитоподібній залозі була розроблена апаратна частина пристрою. Як бачимо, основний блок пристрою складається з трьох частин: одноплатного комп'ютера Raspberry Pi 3; комп'ютерно-керованого генератора прямокутних імпульсів; засобів візуалізації результатів опрацювання інформаційного сигналу. Одноплатний компютер Raspberry Pi 3 було обрано, оскільки він відповідає двом головним критеріям: низьке енергоспоживання порівняно зі стаціонарним комп'ютером та достатня функціональність і продуктивність.

Для реалізації інформаційної технології розроблено й встановлено спеціальне програмне забезпечення на одноплатному комп'ютері. Основні функції цього ПЗ:

- керування процесом генерації імпульсного струму з заданою частотою та коефіцієнтом заповнення, який використовується для стимуляції тканин операційної рани;
- сегментація інформаційного сигналу — реакції на подразнення тканин операційної рани, що необхідно для виділення сегментів під час вдиху та видиху пацієнта із одночасною стимуляцією тканин рани;
- аналіз амплітудного спектра отриманого сигналу за допомогою перетворення Фур'є;
- вибір зі спектра компоненти з максимальною амплітудою;
- класифікація тканин операційної рани на два типи: ПГН або м'язева тканина, із використанням порогового методу;
- візуалізація розташування ПГН.

Програмне забезпечення для керування частотою імпульсного електричного сигналу розроблено на мові програмування Node.js. Як блок візуалізації використовується мобільний пристрій (планшет або смартфон), на якому також встановлено спеціалізоване програмне забезпечення.

Зв'язок між блоком візуалізації та пристроєм ідентифікації ПГН здійснюється через Wi-Fi. Програмне забезпечення блоку візуалізації розроблене мовою JavaScript.

Варто зазначити, що процес обробки інформаційного сигналу може бути складнішим. Наприклад, у роботах [28, 32, 34, 43, 88] представлено різні методи підвищення якості візуалізації зворотного нерва. Зокрема, розглядаються математичні моделі, що відображають електрофізіологічні властивості тканин операційної рани. У такому випадку хірург має виконати серію електричних стимуляцій тканин для налаштування математичної моделі.

Математичні моделі можуть бути двох типів:

1) моделі на основі алгебраїчних рівнянь [27-29, 34, 36] – базуються на спостереженнях реакції тканин операційної рани на стимуляцію електричним імпульсом і на оцінюванні амплітуди чи спектральної компоненти з максимальною амплітудою звукового сигналу-відповіді;

2) моделі на основі різницевих рівнянь [31-33] – також базуються на спостереженнях реакції тканин на електричну стимуляцію.

Зазначимо, що другий тип моделей можна створити для групи пацієнтів, і для її налаштування під конкретного пацієнта потрібно буде не значна кількість додаткових спостережень (подразнень тканин операційного поля).

Математичні моделі, що використовуються для класифікації тканин операційної рани, також містять певні неточності. Тому їх подають в інтервальній формі [27, 32]. Хоча такий підхід може призводити до не однозначної класифікації, проте забезпечує гарантовані геометричні межі, в яких знаходиться ПГН.

Слід зазначити, що етап інформаційної технології, пов'язаний із побудовою математичних моделей електрофізіологічних властивостей тканин операційної рани, є досить складним і потребує подальшого розвитку. З одного боку, математична модель має бути якомога простішою, а з іншого - повинна забезпечувати високу точність класифікації тканин. У разі побудови складнішої моделі необхідно збільшувати кількість спостережень (стимуляцій), що, у свою чергу, призводить до збільшення тривалості операції.

Як бачимо, поточна функціональність пристрою не забезпечує налаштування частоти імпульсного електричного струму для стимуляції тканин

операційної рани відповідно до електрофізіологічних характеристик тканин пацієнта, що може знижувати ефективність стимуляції та, відповідно, підвищувати ризик пошкодження ПГН.

Тому одним із завдань подальших досліджень є підвищення ефективності описаного вище методу та пристрою шляхом упровадження системи автоматичного регулювання параметрів електричних сигналів для найбільш ефективної стимуляції тканин операційної рани.

Також варто зазначити, що в попередній версії апаратної реалізації використовувався одноплатний комп'ютер на базі Raspberry Pi-3. Такий підхід є недостатнім для додавання нових функцій, тому пропонується використати новішу версію одноплатного комп'ютера — Raspberry Pi-4 [9, 96-97], щоб розширити функціональні можливості пристрою, зокрема реалізувати автоматичне регулювання параметрів електричного сигналу і забезпечити моделювання електрофізіологічних властивостей тканин поля хірургічного втручання.

1.4 Постановка задач дисертаційного дослідження

Сформулюємо деякі узагальнення проведеного огляду проблематики ІОНМ ПГН в процесі операцій на щитоподібній залозі.

Як показали дослідження літературних джерел, захворювання щитоподібної та паращитовидної залози, призводить до суттєвого зростання хірургічних втручань. Разом з тим, після операції на щитоподібній залозі приблизно 1 з 10 пацієнтів відчуває тимчасові зміни голосу, а постійні проблемами з голосом відчують у 1 з 25 випадків які зумовлені переважно травмою поворотного нерва гортані (ПГН). Забезпечення цілісності ПГН та зовнішньої гілки верхнього гортанного нерва і збереження нормального голосу та функцій гортані є основними «функціональними» цілями хірургії органів щитоподібної залози. Найбільш перспективним шляхом зменшення кількості травм нервів гортані є впровадження інтраопераційного електронейро-

моніторингу. На сьогоднішній день із застосуванням ІОНМ виконують 50 - 85 % операцій на ЩЗ.

Найбільш перспективним підходом ІОНМ є електрофізіологічний спосіб подразнення тканин хірургічної рани в околі ПГН і оцінювання реакції на подразнення моніторингом скорочення голосових зв'язок, оскільки по нерву передаються електричні сигнали для управління цими зв'язками. В основу способу покладено нейроронаксичну теорію утворення голосу, розроблену французьким дослідником Р. Юссоном у минулому столітті.

Відомі методи та способи реєстрації різними технічними засобами: візуально, за допомогою електроміографа, який фіксує електричну активність м'язів гортані в реальному часі, використовуючи спеціальні пристрої, розміщені в ділянці голосових зв'язок не дають можливість знизити ризик пошкодження ПГН, або вимагають високої кваліфікації хірурга. Для ІОНМ розроблено ряд програмно-апаратних систем британської фірми «NEUROSIGN SURGICAL» – NEUROSIGN, NIM-Response 3.0, розроблена компанією Medtronic та EMG/NCS/EP від компанії Natus. Разом з тим, існуючі системи мають такі недоліки: великі габарити, неможливість автономної роботи (без зовнішніх систем), висока вартість, зумовлена їхньою багатофункціональністю та широкою сферою застосування.

Досліджено також існуючі програмно-апаратні системи з електрофізіологічним способом подразнення тканин хірургічної рани в околі ПГН і оцінювання реакції на подразнення моніторингом голосових функцій пацієнта за допомогою звукового сенсора, встановленого в ендотрахеальній трубці. Як показала практика, використання цього методу є досить ефективним. На цій основі створено лінійку програмно-апаратних комплексів, які відрізняються перевагою у порівнянні із вище розглянутими нейромоніторами, а саме мають малі габарити, є автономними, тобто не потребують використання інших систем, мають низьку вартість, оскільки реалізовані на базі одноплатного комп'ютера. Водночас, існуюче програмне забезпечення у складі інформаційної технології, що реалізована у даному програмно-апаратному

комплексі не вирішує задачу налаштування параметрів електричного струму, зокрема частоти слідування імпульсів, залежно від електрофізіологічних властивостей тканин поля хірургічного втручання конкретного пацієнта, що знижує ефективність подразнення і відповідно підвищення ризику пошкодження ПГН. Іншою проблемою зазначеної технології і програмно-апаратних комплексів є використання математичної моделі у вигляді рівнянь які описують розподіл характеристик отриманого акустичного сигналу (амплітуди, чи основної спектральної складової акустичного сигналу з найбільшою амплітудою) залежно від точки подразнення на полі хірургічного втручання. Налаштування такого різницевого рівняння для конкретного пацієнта здійснювалося за допомогою короткої серії подразнень тканин поля хірургічного втручання. Однак цей метод вимагає побудови для кожного пацієнта програмної реалізації своєї моделі і його складно реалізувати, оскільки розподіл характеристик отриманого акустичного сигналу на полі хірургічного втручання не прив'язаний до зображення, яке спостерігає хірург під час операції на щитоподібній залозі. Запропоновано переорієнтувати вказані моделі на контроль відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН. Висловлено припущення, що такий підхід може знизити ризик пошкодження ПГН. Для реалізації цієї функції необхідно розробити та програмно реалізувати математичну модель поширення електричного сигналу в тканинах операційної рани та формування акустичного сигналу залежно від відстані від точки подразнення до ПГН та електрофізіологічних властивостей тканин поля хірургічного втручання.

Виходячи із проведеного аналізу літературних джерел, сформульовано науково-технічне завдання, яке полягає у розробці математичного та програмного забезпечення інформаційної технології та програмно-апаратного комплексу для підтримки нейромоніторингу під час операції на щитоподібній залозі, які розширюють функції програмно-апаратного комплексу для налаштування параметрів електричного струму, залежно від електрофізіологічних властивостей тканин поля хірургічного втручання

конкретного пацієнта та забезпечують контроль відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН.

Таким чином, метою дисертації є забезпечення зниження ризику пошкодження ПГН в процесі операції на щитоподібній залозі у спосіб розроблення математичного та програмного забезпечення програмно-апаратного комплексу для підтримки нейромоніторингу під час операції на щитоподібній залозі, в якому розширено функції програмно-апаратного комплексу для налаштування параметрів електричного струму, залежно від електрофізіологічних властивостей тканин поля хірургічного втручання конкретного пацієнта та забезпечують контроль відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН.

Для досягнення цієї мети поставлено такі завдання:

1. Розробити та програмно реалізувати нову інтервальну математичну модель поширення електричного потенціалу в тканинах операційної рани та формування акустичного сигналу залежно від відстані від точки подразнення до ПГН.

2. Розробити метод ідентифікації цієї моделі та налаштування під конкретні особливості пацієнта із використанням онтологічного підходу та аналізу інтервальних даних.

3. Розробити метод та алгоритм оптимального програмного налаштування частоти слідування імпульсів електричного струму, яким подразнюють тканини поля хірургічного втручання, який на адаптує параметри імпульсного струму під електрофізіологічні характеристики тканин поля хірургічного втручання конкретного пацієнта.

4. Удосконалити архітектуру програмного та апаратного забезпечення пристрою підтримки інтраопераційного моніторингу ПГН, який забезпечує реалізацію функцій адаптації параметрів імпульсного струму під електрофізіологічні характеристики тканин поля хірургічного втручання пацієнта та обчислення відстані від точки подразнення до ПГН;

5. Удосконалити інформаційну технологію інтраопераційного

моніторингу ПГН, яка б ґрунтувалась на удосконаленій архітектурі програмного та апаратного забезпечення пристрою підтримки інтраопераційного моніторингу ПГН;

6. Провести апробацію розробленої інформаційної технології та програмно-апаратного комплексу під час операції на щитоподібній залозі для оцінки ризику пошкодження ПГН.

1.5 Висновки до розділу 1

1. Досліджено проблематику ІОНМ в процесі проведення операцій на щитоподібній залозі. Встановлено, що найбільш перспективним підходом для зниження ризику пошкодження ПГН є впровадження інтраопераційного електронейромоніторингу. Найбільш перспективним підходом ІОНМ є електрофізіологічний спосіб подразнення тканин хірургічної рани в околі ПГН і оцінювання реакції на подразнення моніторингом скорочення голосових зв'язок, оскільки по нерву передаються електричні сигнали для управління цими зв'язками, при цьому моніторинг доцільно проводити із використанням звукового сенсора. У ході досліджень літературних джерел було встановлено, що ефективність реакції на стимуляцію тканин поля операції залежить від частоти імпульсного електричного струму а, ключовими аспектами вибору частоти та її впливу на ПГН є: сприйняття м'язами (низькі частоти, зазвичай менше 5 Гц, краще підходять для реєстрації м'язових реакцій); фільтрація шумів (занадто висока частота імпульсів може призвести до зашумлення сигналу); максимальна ефективність стимуляції, пов'язана з реактивними властивостями середовища стимуляції; сприйняття нервової відповіді. Частота електричних імпульсів, які застосовуються для стимуляції ПГН під час операцій на щитоподібній залозі, може змінюватися залежно від конкретного клінічного випадку. У загальному випадку частота електричної стимуляції коливається від кількох одиниць до кількох десятків герц. Тому питання вибору частоти подразнення імпульсним сигналом тканин хірургічної рани, залежно від анатомічної варіабельності цього

нерва, а також від анатомічних особливостей гортані у різних пацієнтів, є надзвичайно актуальною.

2. Досліджено характеристики існуючих програмно- апаратних комплексів для IOHM ПГН, серед яких «NEUROSIGN SURGICAL» – NEUROSIGN, NIM-Response 3.0, розроблена компанією Medtronic та EMG/NCS/EP від компанії Natus. Показано, що, існуючі системи мають такі недоліки: великі габарити, неможливість автономної роботи (без зовнішніх систем), висока вартість, зумовлена їхньою багатофункціональністю та широкою сферою застосування.

3. Досліджено також існуючі програмно-апаратні системи з електрофізіологічним способом подразнення тканин хірургічної рани в околі ПГН і оцінювання реакції на подразнення моніторингом голосових функцій пацієнта за допомогою звукового сенсора, встановленого в ендотрахеальній трубці. Такі системи побудовано на базі одноплатних комп'ютерів. Разом з тим встановлено, що існуюче програмне забезпечення, що реалізоване у даному програмно-апаратному комплексі не вирішує задачу налаштування частоти слідування імпульсів електричного струму, залежно від електрофізіологічних властивостей тканин поля хірургічного втручання конкретного пацієнта, що знижує ефективність подразнення і відповідно підвищення ризику пошкодження ПГН. Іншою проблемою зазначених програмно-апаратних комплексів є відсутність можливості контролю відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН. Для реалізації цієї функції необхідно розробити та програмно реалізувати математичну модель поширення електричного сигналу в тканинах операційної рани та формування акустичного сигналу залежно від відстані від точки подразнення до ПГН та електрофізіологічних властивостей тканин поля хірургічного втручання.

4. Виходячи із проведеного аналізу літературних джерел, сформульовано науково-технічне завдання, яке полягає у розробці математичного та програмного забезпечення інформаційної технології та програмно-апаратного комплексу для підтримки нейромоніторингу під час операції на щитоподібній залозі, які розширюють функції програмно-апаратного комплексу для

налаштування параметрів електричного струму, залежно від електрофізіологічних властивостей тканин поля хірургічного втручання конкретного пацієнта та забезпечують контроль відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН. Також сформульовано завдання дисертаційного дослідження.

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ ПОШИРЕННЯ ЕЛЕКТРИЧНОГО ПОТЕНЦІАЛУ В ТКАНИНАХ ПОЛЯ ХІРУРГІЧНОГО ВТРУЧАННЯ ТА ФОРМУВАННЯ АКУСТИЧНОГО СИГНАЛУ

У попередньому підрозділі проведено аналіз існуючих технологій проведення інтраопераційного нейромоніторингу ПГН. Аналіз показав ряд недоліків існуючих технологій. Зокрема, наявні засоби моделювання електрофізіологічних характеристик тканин поля хірургічного втручання ґрунтуються або на різницевих рівняннях, або на алгебричних рівняннях і описують розподіл характеристик інформаційного сигналу, отриманого внаслідок подразнення тканин на полі хірургічного втручання. Проте такий підхід не дає можливості хірургу чи його асистенту зрозуміти положення нерва на полі хірургічного втручання, оскільки побудований розподіл не має візуальної прив'язки до конкретних тканин поля хірургічного втручання.

Тому доцільно є розробка та використання в інформаційній технології інтраопераційного моніторингу математичної моделі, яка б давала можливість визначати відстань від точки подразнення тканин поля хірургічного втручання електричним струмом до ПГН. Така модель повинна відображати процес поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного втручання та формування акустичного сигналу під час скорочення голосових зв'язок.

Саме таку модель розглянуто у цьому розділі. Також розглянуто метод побудови зазначеної моделі, який ґрунтується на попередньо проведених клінічних дослідженнях з метою ідентифікації моделі в інтервальному вигляді. Структуру математичної моделі обрано виходячи із фізичних міркувань, які ґрунтуються на попередніх дослідженнях автора та попередніх авторів, а також виходячи із електрофізіологічних властивостей тканин поля хірургічного втручання та нейрохронаксихної теорії утворення голосу, розробленої Юссоном.

Для зменшення часу підготовки інтервальної моделі в інформаційній технології інтраопераційного нейромоніторингу запропоновано використати

онтологічний підхід.

Основні результати цього розділу опубліковано автором у працях [22, 27, 29-30, 33, 35, 121, 123-125].

2.1 Загальний підхід до визначення відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН

Важливою задачею інтраопераційного моніторингу є не просто виявлення ПГН, але також і його моніторинг, з метою визначення місця розміщення. З цією метою хірург подразнює поле хірургічного втручання імпульсним струмом і оцінює реакцію на подразнення за характеристиками акустичного сигналу, який як відомо, формується внаслідок проходження потоку повітря через гортань пацієнта і його тон змінюється внаслідок скорочення голосових зв'язок.

Відповідно, до нейроронаксичної теорії утворення голосу, подразнення тканин електричним струмом в околі ПГН призводить до поширення цього електричного сигналу через перехвати Равньє до синапсів, які з'єднують нервові волокна ПГН з м'язевою тканиною, яка керує голосовими зв'язками. В результаті поширення імпульсів електричного струму через нервові волокна та синапс у м'язевій тканині виникає електричний потенціал, який призводить до скорочення цих м'язів і відповідно до натягнення голосових зв'язок. Як тільки голосові зв'язки натягуються, то потік повітря, який виникає внаслідок дихання пацієнта формує звуковий сигнал, тон якого змінюється в залежності від ступеня натягнення голосових зв'язок. Результат інтенсивності зміни тону залежить від наближення точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН. Чим менша відстань, тим більша інтенсивність зміни тону. Зміну тону звукового сигналу фіксуємо звуковим сенсором і перетворюємо в цифровий сигнал.

На рисунку 2.1 наведено фрагменти виділеного інформаційного сигналу для трьох випадків подразнення тканин поля хірургічного втручання. При цьому, випадок а) стосується подразнення тканин поля хірургічного втручання на відстані понад 1 см до ПГН. В цьому випадку практично відсутня реакція на

подразнення зі зміною амплітуди та тону звукового сигналу. Випадок б) стосується інформаційного сигналу, який отримано внаслідок подразнення тканин поля хірургічного втручання на відстані декількох міліметрів до ПГН. В цьому випадку відчутною є реакція на подразнення зі зміною амплітуди та тону звукового сигналу. Проте нормована амплітуда головної спектральної складової є 0,1. Також амплітуда акустичного сигналу є вищою у порівнянні із попереднім випадком. І накінець випадок в) стосується подразнення самого ПГН. Як бачимо в цьому випадку реакція на подразнення електричним струмом є найбільшою. Спостерігається суттєва зміна амплітуди звукового сигналу, а його тон має характерно виділену спектральну складову зміщену до високої частоти близько 300 Гц.

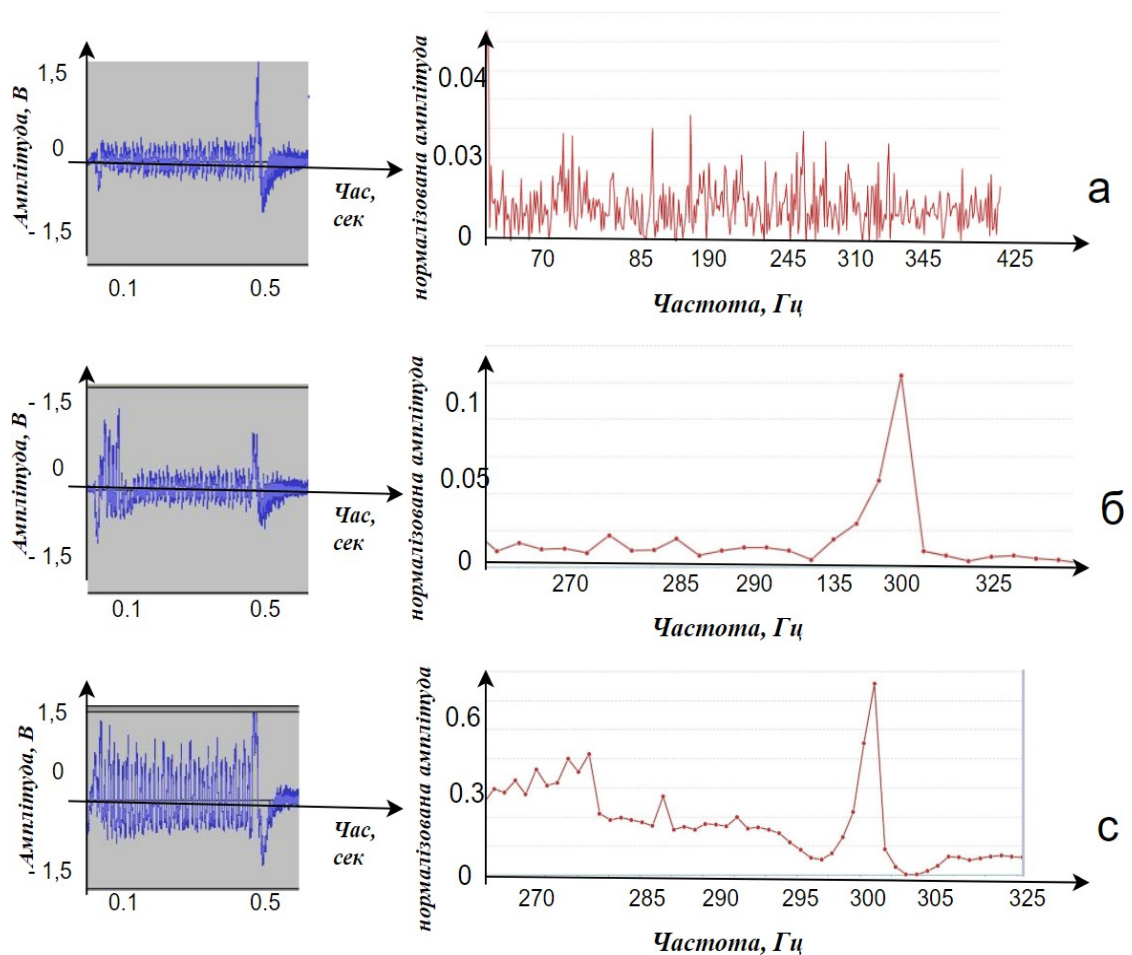


Рис. 2.1. Ілюстрація зміни тону та амплітуди звукового сигналу внаслідок подразнення різних тканин поля хірургічного втручання.

Таким чином із рисунку 2.1 можемо зробити висновок, що амплітуда акустичного сигналу та амплітуда основної спектральної складової можуть слугувати для визначення наближеності точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН. Відповідно, така закономірність дає можливість визначити цю відстань та забезпечити хірурга надійною інформацією щодо зниження ризику пошкодження ПГН під час операції.

2.2 Математична модель поширення електричного потенціалу та формування акустичного сигналу

В процесі електричної стимуляції тканин поля хірургічного втручання електричний струм розподіляється у вигляді тривимірного електричного поля. Його густина спадає зі збільшенням відстані від точки подразнення можна вважати, що експоненційно (залежно від провідності тканин і геометрії середовища поширення).

Отже, дослідження із розробленою системою інтраопераційного моніторингу показали, що збудження нерва залежить від відстані від точки подразнення на тканинах поля хірургічного втручання до ПГН. Акустичний сигнал, як реакція на подразнення тканин поля хірургічного втручання є індикатором цієї відстані. Можемо припустити, що амплітуда цього сигналу, записана звуковим сенсором, прямо пропорційна силі скорочення голосових зв'язок, які розміщені в частині де формується звуковий потік внаслідок дихання пацієнта. Слід зауважити, що це припущення ґрунтується на нейрохронаксихній теорії утворення голосу, запропоновану Юссоном.

Разом з тим, кількість збуджених волокон залежить від щільності струму в ділянці нерва. Потенціал поля між точкою подразнення та ПГН можна спрощено обчислити за формулою:

$$E(r) \sim \frac{E_0}{r^2}, \quad 2.1$$

де r – це відстань від точки подразнення до ПГН; E_0 – деякий потенціал у точці подразнення.

Враховуючи неоднорідність середовища поширення потенціалу, точніше цю формулу можна переписати у такому вигляді:

$$E(r) = E_0 k e^{-\alpha r}, \quad (2.2)$$

де k – деякий коефіцієнт, який характеризує опір середовища; α - коефіцієнт загасання (також є характеристикою середовища поширення потенціалу).

Тепер можемо цю формулу переписати для визначення амплітуди акустичного сигналу, який формується внаслідок проходження потоку повітря через гортань пацієнта:

$$A(r) = A_0 + I \cdot k \cdot e^{-\alpha r}, \quad (2.3)$$

де A_0 – деякий фоновий шум; I – сила струму у точці подразнення.

Використовуючи залежність (2.3) провівши логарифмування отримаємо функцію для обчислення відстані від точки подразнення до ПГН:

$$\ln(A(r) - A_0) = \ln(I \cdot k \cdot e^{-\alpha r}), \quad (2.4)$$

$$\ln(A(r) - A_0) = \ln(I \cdot k) - \alpha r, \quad (2.5)$$

$$r = -\frac{1}{\alpha} \ln \frac{(A(r) - A_0)}{I \cdot k} \quad (2.6)$$

Таким чином, формула (2.6) встановлює залежність між відстанню від точки подразнення до ПГН та амплітудою акустичного сигналу, який отримуємо зі звукового сенсора. Треба зазначити, що коефіцієнти k , α та значення фонового шуму A_0 є невідомими і вимагають окремого дослідження та нормування.

Спираючись на нейрохронаксічну теорію утворення голосу, а також на модель поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного втручання, варто також зауважити, що коли нерв подразнюється через більшу відстань, то активуються не всі волокна одночасно, а із деякою затримкою. Тобто виникає ефект розмиття енергії електричного сигналу і він стає довшим в часі. Це призводить до зміщення спектру акустичного сигналу у сторону низьких частот. А у випадку наближення точки подразнення до ПГН – навпаки, спектр акустичного сигналу зсувається до вищих частот, оскільки електричний сигнал має крутіші фронти, тобто є коротшим і має вищу амплітуду. До тогож, як показали дослідження, при цьому спостерігається концентрація спектру навколо однієї головної спектральної складової.

Тоді амплітудно частотна характеристика акустичного сигналу матиме такий вигляд

$$A(f) = k \cdot e^{-\alpha r} \cdot S(f), \quad (2.7)$$

де $A(f)$ – спектральна характеристика звукового сигналу; α – коефіцієнт затухання (залежить від типу тканин); $S(f)$ – частотна форма відповіді голосових зв'язок та потоку повітря, що формують акустичний сигнал.

Якщо провести дослідження на клінічних моделях, можна отримати емпіричну залежність амплітуди чи спектрального максимуму від відстані до нерва. Такий підхід покладено в основу досліджень наведений у цій дисертаційній роботі та для побудови інформаційної технології для визначення відстані від точки подразнення до ПГН і для створення карти поля навколо точки подразнення, що дає можливість підвищити точність визначення місце розміщення ПГН на полі хірургічного втручання.

Зауважимо, що зазначені параметри залежать від фізіологічних властивостей гортані пацієнта, тому у подальших дослідженнях обидві моделі (амплітудну та на основі аналізу спектру) будемо будувати в інтервальному вигляді:

$$[r] = f\left(-\frac{1}{[\alpha]} \ln \frac{(A(r)-A_0)}{I \cdot [k]}, \max(A(f))\right) \quad (2.8)$$

де $[r]$ – інтервальне значення відстані від точки подразнення до ПГН; $[\alpha]$ – інтервальне значення коефіцієнта затухання електричного сигналу, який залежить від типу тканин; $[k]$ – інтервальне значення коефіцієнта, який характеризує середовище поширення електричного сигналу та характеристики засобів та середовища перетворення електричного сигналу в акустичний; $\max(A(f))$ – максимальна амплітуда головної спектральної складової акустичного сигналу.

Таким чином, проведення клінічних досліджень є основою для визначення інтервалу для значення $[\alpha]$ коефіцієнта затухання електричного сигналу, який залежить від типу тканин та для інтервалу $[k]$ коефіцієнта, який характеризує середовище поширення електричного сигналу та характеристики засобів та середовища перетворення електричного сигналу в акустичний. Інтервальний вигляд представлення обох коефіцієнтів обумовлено спробою знайти ці коефіцієнти для якомога більшої групи пацієнтів, оскільки в процесі операції на щитоподібній залозі кожен раз це зробити неможливо через додаткові витрати часу на проведення хірургічного втручання.

Щодо, виділення максимальної амплітуди головної спектральної складової акустичного сигналу, то ці дослідження у повній мірі проведено у роботах, які стосуються інтраопераційного моніторингу ПГН, засобами, які розглянуто у першому розділі. Процедура передбачає виділення акустичного сигналу звуковим сенсором, перетворення його до цифрового вигляду, отримання спектру цього сигналу внаслідок застосування швидкого перетворення Фур'є, а також використання порогового методу для виділення основної спектральної складової.

Таким чином використовуючи інтервальну модель (2.8) отримуємо оцінку відстані від точки подразнення тканин електричним струмом в полі хірургічного

втручання до ПГН.

Варто також зауважити, що незважаючи на той факт, що частина виразу в інтервальній моделі (2.8) ґрунтується на фізичних властивостях поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного втручання, загалом ця модель є макромоделлю з невідомими параметрами, які необхідно ідентифікувати на основі результатів клінічних досліджень. Тому доцільно скористатися методами ідентифікації цієї інтервальної моделі із застосуванням оптимізаційних обчислювальних методів. З цією метою пропонується використати взамін моделі (2.8) використати використати модель у такому вигляді:

$$r(A, \max(A(f))) = \beta_0 + \beta_1 \cdot \max(A(f)) + \beta_2 \cdot (\max(A(f)))^2 - \frac{1}{\beta_3} \ln \frac{(A(r) - A_0)}{I \cdot \beta_4} \quad (2.9)$$

де $\beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$ – деякі невідомі коефіцієнти математичної моделі, які необхідно встановити в процесі ідентифікації за результатами клінічних спостережень.

Як бачимо, частину виразу в математичній моделі (2.9), який описує поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного втручання залишили незмінним, а частину подали адитивно у вигляді квадратичної залежності між відстанню від точки подразнення тканин до ПГН та значенням $\max(A(f))$ – максимальної амплітуди головної спектральної складової акустичного сигналу.

Також варто зауважити, що коефіцієнти α згасання електричного сигналу, який залежить від типу тканин та k , який характеризує середовище поширення електричного сигналу та характеристики засобів та середовища перетворення електричного сигналу в акустичний замінили для універсальності на β_3 та β_4 , відповідно.

Спираючись на відповідні перетворення тепер можемо розглянути метод

ідентифікації зазначеної математичної моделі.

2.3 Метод ідентифікації інтервальної моделі поширення електричного потенціалу та формування акустичного сигналу

Як ми зазначили у попередньому підрозділі, залежність відстані $r(A, \max(A(f)))$ від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ППН подаємо виразом (2.9) у вигляді функції $r(A, \max(A(f)))$ двох змінних, які ми отримуємо, як результат опрацювання акустичного сигналу-реакції на подразнення тканин електричним струмом. Як вже зазначалося невідомими при цьому є коефіцієнти моделі: $\beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$

Дані для ідентифікації математичної моделі (2.9) отримуємо у результаті клінічних досліджень для різних пацієнтів у такому вигляді:

$$A_i, \max(A(f))_i \rightarrow [r_i^-; r_i^+], i = 1, \dots, N, \quad (2.10)$$

де $A_i, \max(A(f))_i$ – амплітуда акустичного сигналу та максимальна амплітуда головної спектральної складової акустичного сигналу, відповідно, які отримано в i – тому спостереженні;

$[r_i^-; r_i^+], i = 1, \dots, N$, нижня та верхня межі оцінки відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ППН в i -тому спостереженні, $i = 1, \dots, N$;

N – загальна кількість спостережень.

Спираючись на вирази (2.9) та (2.10), отримаємо умови для розв'язування задачі параметричної ідентифікації інтервальної моделі $r(A, \max(A(f)))$:

$$r_i^- \leq \hat{\beta}_0 + \hat{\beta}_1 \cdot \max(A(f))_i + \hat{\beta}_2 \cdot (\max(A(f))_i)^2 - \frac{1}{\hat{\beta}_3} \ln \frac{(A_i - A_0)}{1 \cdot \hat{\beta}_4} \leq r_i^+,$$

$$i = \overline{1, N}, \quad (2.11)$$

Як бачимо, умовами із яких отримуємо невідомі коефіцієнти $\beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$ моделі є інтервальна система нелінійних алгебричних рівнянь. Як відомо, її розв'язок є множиною математичних моделей (коридор). Сама задача знаходження розв'язку ІСНАР є NP – складною обчислювальною задачею. Для її спрощення будемо шукати тільки точкові оцінки параметрів $\vec{\beta} = \hat{\beta}_0, \hat{\beta}_1, \hat{\beta}_2, \hat{\beta}_3, \hat{\beta}_4$ для однієї моделі, яка відповідає умовам (2.11).

За таких умов параметрична ідентифікація базується на оптимізаційній задачі, для розв'язку якої застосовують методи багатовимірної нелінійної оптимізації [30, 32-33, 36].

Сформулюємо оптимізаційну задачу для знаходження коефіцієнтів математичної моделі:

$$\delta(\vec{\beta}) \xrightarrow{\vec{\beta}} \min \quad (2.12)$$

$$\hat{\beta}_j \in [\hat{\beta}_j^{low}; \hat{\beta}_j^{up}], j = 1, \dots, m \quad (2.13)$$

де $[\hat{\beta}_j^{low}; \hat{\beta}_j^{up}]$ – нижня та верхня межа для кожного коефіцієнта допустимих його значень;

$\delta(\vec{\beta})$ – цільова функція задачі оптимізації, яка у нашому випадку є нелінійною і сформованою на основі ІСНАР (2.11) у такому вигляді:

$$\delta(\vec{\beta}) = \max_{i=1, \dots, N} \left\{ \left| \text{mid} \left[\hat{\beta}_0 + \hat{\beta}_1 \cdot \max(A(f))_i + \hat{\beta}_2 \cdot (\max(A(f))_i)^2 - \frac{1}{\hat{\beta}_3} \ln \frac{(A_i - A_0)}{I \cdot \hat{\beta}_4} \right] - \text{mid}[r_i^-; r_i^+] \right| \right\},$$

якщо $\left[\hat{\beta}_0 + \hat{\beta}_1 \cdot \max(A(f))_i + \hat{\beta}_2 \cdot (\max(A(f))_i)^2 - \frac{1}{\hat{\beta}_3} \ln \frac{(A_i - A_0)}{I \cdot \hat{\beta}_4} \right] \cap [r_i^-; r_i^+] = \emptyset, \exists i = \overline{1, N}$ (2.14)

$$\delta(\vec{\beta}) = \max_{i=1, \dots, N} \left\{ \left| \text{wid} \left[\hat{\beta}_0 + \hat{\beta}_1 \cdot \max(A(f))_i + \hat{\beta}_2 \cdot (\max(A(f))_i)^2 - \frac{1}{\hat{\beta}_3} \ln \frac{(A_i - A_0)}{I \cdot \hat{\beta}_4} \right] - \text{wid} \left(\left[\hat{\beta}_0 + \hat{\beta}_1 \cdot \max(A(f))_i + \hat{\beta}_2 \cdot (\max(A(f))_i)^2 - \frac{1}{\hat{\beta}_3} \ln \frac{(A_i - A_0)}{I \cdot \hat{\beta}_4} \right] \cap [r_i^-; r_i^+] \right) \right| \right\},$$

якщо $\left[\hat{\beta}_0 + \hat{\beta}_1 \cdot \max(A(f))_i + \hat{\beta}_2 \cdot (\max(A(f))_i)^2 - \frac{1}{\hat{\beta}_3} \ln \frac{(A_i - A_0)}{I \cdot \hat{\beta}_4} \right] \cap [r_i^-; r_i^+] \neq \emptyset, \forall i = \overline{1, N}$ (2.15).

У формулах (2.14) та (2.15) квадратні дужки [] – означають інтервальну оцінку значення виразу у цих дужках; | | - означає модуль виразу; *mid* - це операція виділення центру числового інтервалу; *wid* - це операція обчислення ширини числового інтервалу.

Як бачимо з виразів (2.14) та (2.15), що функція цілі оптимізаційної задачі (2.12) та (2.13) є складною нелінійною, дискретною, та ще і представленою алгоритмічно. Тому для розв'язування такої оптимізаційної задачі можна використовувати виключно метаевристичні алгоритми пошуку мінімуму. З цією метою, в дисертаційній роботі запропоновано використати метод, який ґрунтується на поведінкових моделях бджолоїної колонії [69, 89].

Основна ідея цього алгоритму полягає в моделюванні поведінки колонії медоносних бджіл у процесі пошуку їжі (нектару).

Розглядаючи контекст діяльності бджолоїної колонії, у природних умовах розвідниці (scout bees) першими вилітають із вулика, шукаючи нектар у випадковому напрямку. Якість джерела нектару визначається кількістю нектару, а також відстанню від вулика до джерела. Тобто в бджолоїній колонії є декілька категорій бджіл, однією з яких є розвідниці. Коли розвідниці повертаються до вулика, вони повідомляють іншим особинам колонії про знайдені джерела їжі. На основі отриманої інформації про якість знайденого нектару робочі бджоли у вулику обирають джерело нектару, до якого вони полетять. Також у вулику є ще одна категорія - бджоли-дослідники, завданням яких є дослідження околиць джерел нектару.

Основний принцип: що кращим є джерело їжі, то більше бджіл летітиме до нього. Потім процес повторюється [1-2, 69, 89].

Варто зазначити, що в контексті розв'язування оптимізаційної задачі (2.12) за обмежень (2.14) та із цільовою функцією (2.14), (2.15), розглянуті принципи ройового інтелекту можна сформулювати так [69, 89]:

Крок 1. Ініціалізація популяції агентів алгоритму (у просторі пошуку розв'язків задачі випадковим чином формується певна кількість стартових точок - потенційних розв'язків оптимізаційної задачі).

Крок 2. Переміщення агентів алгоритму (на основі набору правил переміщення, специфічних для кожного ройового алгоритму, агенти переміщуються у просторі розв'язків оптимізаційної задачі таким чином, щоб наближатися до екстремуму цільової функції).

Крок 3. Завершення процедури (за умови виконання критерію зупинки, інакше перехід до другого кроку).

Варто зазначити, що критерієм зупинки алгоритму є досягнення нульового значення функції мети, оскільки в цьому випадку ІСНАР (2.11) стає сумісною, що означає, що отримані оцінки коефіцієнтів $\vec{\beta} = \hat{\beta}_0, \hat{\beta}_1, \hat{\beta}_2, \hat{\beta}_3, \hat{\beta}_4 \in \Pi$ розв'язком.

Варто зазначити, що на сьогоднішній день існує багато модифікацій цього алгоритму, зокрема і реалізованих на паралельних обчисленнях, що робить цей метод одним із найбільш ефективним для розв'язування вище зазначеної задачі серед усіх ройових алгоритмів.

2.4 Онтологічний підхід до отримання коефіцієнтів інтервальної моделі поширення електричного потенціалу та формування акустичного сигналу

2.4.1 Теоретичне підґрунтя побудови прикладної онтології інтраопераційного моніторингу поворотного гортанного нерва

Процес побудови та застосування математичних моделей у межах інтраопераційного нейромоніторингу є складним багатofакторним завданням, оскільки вибір адекватної моделі залежить від значної кількості параметрів:

клінічних показань до операції, індивідуальних анатомо-функціональних особливостей пацієнта, характеристик хірургічного поля, параметрів електрофізіологічних сигналів, а також умов проведення експерименту та застосовуваних методів моніторингу, рисунок 2.2. У реальній клінічній практиці значна частина цих знань має неявний характер і використовується на основі досвіду хірурга, що ускладнює їх формалізацію, повторне використання та інтеграцію в програмні засоби підтримки прийняття рішень.



Рис. 2.2. Загальна схема реалізації прикладної онтології в ІТ інтраопераційного нейромоніторингу

У цьому контексті доцільним є застосування онтологічного підходу як теоретичного підґрунтя для формалізованого представлення предметної області інтраопераційного нейромоніторингу та забезпечення обґрунтованого вибору математичної моделі [44, 86]. Онтологія дозволяє систематизувати поняття предметної області, встановити семантичні зв'язки між ними та формалізувати правила взаємодії клінічних, анатомічних і алгоритмічних знань [6, 77]. Такий підхід створює передумови для переходу від емпіричного вибору моделей до керованого, знання-орієнтованого процесу їх формування.

З теоретичної точки зору, онтологія предметної області інтраопераційного нейромоніторингу розглядається як формалізована структура, що інтегрує декларативні знання (опис клінічних показань, анатомічних структур, властивостей тканин, параметрів електрофізіологічних сигналів) та процедурні знання (методи аналізу сигналів, алгоритми ідентифікації нерва, критерії вибору математичної моделі) [6, 12]. Таке поєднання дозволяє не лише описувати предметну область, але й безпосередньо підтримувати процес прийняття рішень щодо вибору та налаштування математичних моделей у конкретній клінічній ситуації.

На рисунку 2.3 представлено підмножину понять і відношень, що зафіксовані в загальній онтологічній моделі предметної області інформаційної технології інтраопераційного нейромоніторингу. Наведена підмножина відображає ключові клінічні, анатомічні та алгоритмічні аспекти, які безпосередньо впливають на процес вибору та параметризації інтервальної математичної моделі. Онтологічні відношення забезпечують формалізований зв'язок між характеристиками пацієнта, умовами оперативного втручання, параметрами нейромоніторингу та результатами моделювання, що створює основу для знання-орієнтованої підтримки прийняття рішень.

Особливістю предметної області інтраопераційного нейромоніторингу є наявність невизначеності та варіабельності даних, зумовлених як фізіологічними відмінностями між пацієнтами, так і технічними особливостями реєстрації електрофізіологічних сигналів. У зв'язку з цим доцільним є використання

інтервальних математичних моделей, які дозволяють враховувати діапазони можливих значень параметрів та забезпечують підвищену надійність прийняття рішень за умов неповної або зашумленої інформації. Онтологічний підхід у цьому випадку виконує роль інтеграційного механізму, що пов'язує інтервальні характеристики сигналів з умовами їх інтерпретації та правилами вибору відповідної моделі.

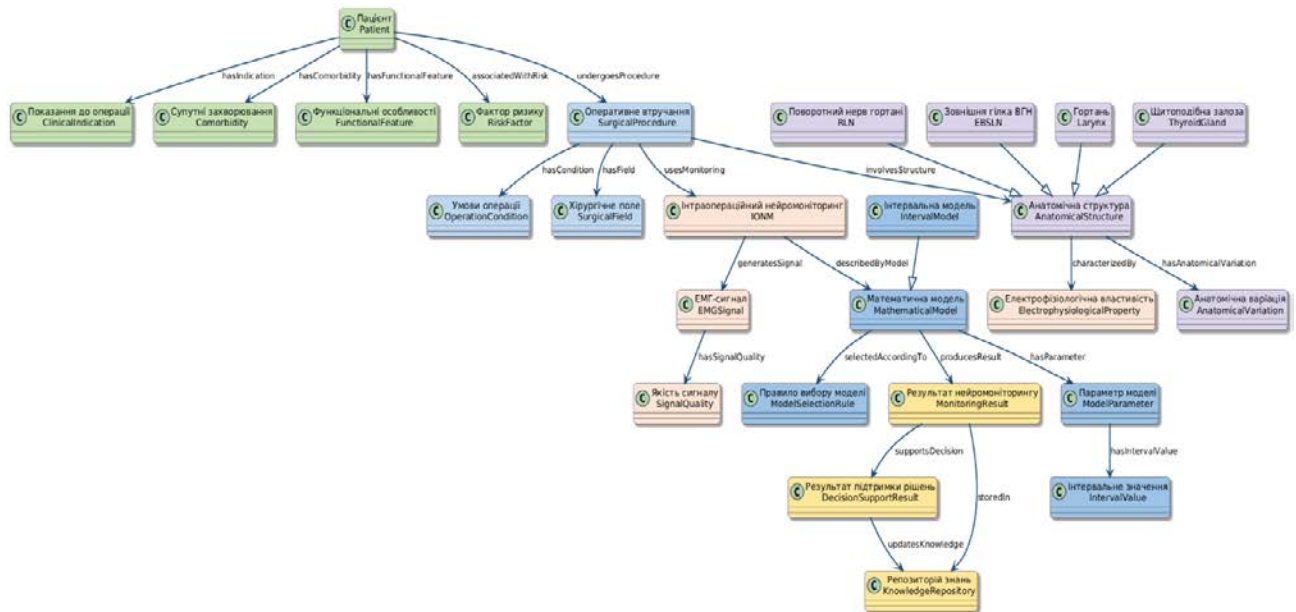


Рис. 2.3. Схема опису прикладної онтології в ІТ інтраопераційного нейромоніторингу

Побудова онтології для обрання необхідної математичної моделі в інформаційній технології інтраопераційного нейромоніторингу ґрунтується на представленні таких ключових аспектів предметної області: показань до оперативного втручання, анатомічних особливостей гортані та нервових структур, електрофізіологічних властивостей тканин у полі хірургічного втручання, а також індивідуальних характеристик пацієнта, що впливають на процес виявлення нерва. Формалізація цих знань в онтологічному вигляді дозволяє встановити причинно-наслідкові зв'язки між клінічними факторами та параметрами математичних моделей.

Таким чином, теоретичне підґрунтя побудови онтології предметної області для інформаційної технології інтраопераційного нейромоніторингу базується на концепції знання-орієнтованого вибору математичних моделей, у межах якої онтологія виступає інструментом формалізації, інтеграції та повторного використання клінічних і алгоритмічних знань. Це забезпечує скорочення часу підготовки інтервальної математичної моделі, підвищує обґрунтованість її вибору та створює умови для підвищення безпеки й ефективності хірургічного втручання.

2.4.2 Формалізоване представлення онтології ІТ інтраопераційного нейромоніторингу

З урахуванням багаторівневої структури онтології інформаційної технології інтраопераційного нейромоніторингу та необхідності формалізованого подання клінічних, анатомічних і алгоритмічних характеристик, параметричну складову онтології доцільно описувати у вигляді множини кортежів, структурованих відповідно до семантичних підмножин понять предметної області.

Загальну множину параметрів онтології визначимо як:

$$P = P_P \cup P_S \cup P_A \cup P_N \cup P_R \cup P_K, \quad (2.16)$$

де P_P — параметри, що характеризують пацієнта та клінічний контекст; P_S — параметри, пов'язані з хірургічним втручанням; P_A — параметри анатомічних структур; P_N — параметри інтраопераційного нейромоніторингу; P_R — параметри результатів моделювання та моніторингу; P_K — параметри накопичених знань і клінічних випадків.

На першому етапі розглянемо формалізацію параметрів пацієнта та клінічного контексту. Параметри, що описують пацієнта та клінічний контекст, формалізуються у вигляді кортежа:

$$P_P = \langle Id_{P_P}, T_{P_P}, V_{P_P}, S_{P_P} \rangle, \quad (2.17)$$

де Id_{P_P} — ідентифікатор клінічного параметра; T_{P_P} — тип параметра (категоріальний, числовий, інтервальний); V_{P_P} — значення параметра; S_{P_P} — семантичний опис параметра в онтології.

До цієї множини належать параметри:

$$P_P = \langle \begin{matrix} Age, Sex, BMI, ClinicalIndication, \\ ComorbidityIndex, FunctionalLimitation \end{matrix} \rangle \quad (2.18)$$

Пояснення параметрів: *Age* — віковий діапазон пацієнта, що впливає на анатомічні та електрофізіологічні властивості тканин; *Sex* — біологічна стать, яка може корелювати з варіабельністю анатомічних структур; *BMI* — індекс маси тіла, що характеризує складність хірургічного доступу; *ClinicalIndication* — показання до оперативного втручання; *ComorbidityIndex* — узагальнений показник супутніх захворювань; *FunctionalLimitation* — функціональні обмеження (рухливість шийі, попередні операції).

Для числових параметрів значення подаються інтервально:

$$V_{P_P}(Age) = [Age_{min}; Age_{max}], V_{P_P}(BMI) = [BMI_{min}; BMI_{max}] \quad (2.19)$$

Розглянемо процес формалізація параметрів хірургічного втручання, параметри якого можна описати за допомогою наступного кортежу:

$$P_S = \langle Id_{P_S}, T_{P_S}, V_{P_S}, S_{P_S} \rangle, \quad (2.20)$$

де Id_{P_S} — ідентифікатор параметра втручання; T_{P_S} — тип параметра; V_{P_S} — значення; S_{P_S} — семантична інтерпретація.

Основні параметри:

$$P_P = \langle \begin{matrix} ProcedureType, SurgicalAccess, OperationDuration, \\ SurgicalFieldComplexity \end{matrix} \rangle, \quad (2.21)$$

де *ProcedureType* — тип оперативного втручання (тиреоїдектомія, гемітиреоїдектомія тощо); *SurgicalAccess* — спосіб доступу до хірургічного поля; *OperationDuration* — очікувана або фактична тривалість операції; *SurgicalFieldComplexity* — узагальнена характеристика складності хірургічного поля.

$$V_{P_S}(OperationDuration) = [t_{min}; t_{max}] \quad (2.22)$$

2. Формалізація параметрів анатомічних структур, описується за допомогою наступних відношень:

$$P_A = \langle Id_{P_A}, T_{P_A}, V_{P_A}, S_{P_A} \rangle, \quad (2.23)$$

де Id_{P_A} — ідентифікатор анатомічного параметра; T_{P_S} — тип параметра; V_{P_S} — значення; S_{P_S} — семантичний опис.

До множини P_A належать:

$$P_A = \langle NerveLocationDepth, NerveCourseVariation, TissueDensity \rangle, \quad (2.24)$$

де *NerveLocationDepth* — глибина залягання нерва відносно поверхні хірургічного поля; *NerveCourseVariation* — наявність анатомічних варіацій ходу нерва; *TissueDensity* — щільність тканин, що впливає на якість електрофізіологічних сигналів.

$$P_A(NerveLocationDepth) = [d_{min}; d_{max}] \quad (2.25)$$

Формалізація параметрів інтраопераційного нейромоніторингу включає врахування наступних характеристик нейромоніторингу:

$$P_N = \langle Id_{P_N}, T_{P_N}, V_{P_N}, S_{P_N} \rangle, \quad (2.26)$$

де Id_{P_N} — ідентифікатор параметра нейромоніторингу; T_{P_N} — тип параметра; V_{P_N} — значення; S_{P_N} — семантичний опис.

До множини P_N належать:

$$P_N = \langle EMGAmplitude, EMGLatency, SignalNoiseRatio, StimulationCurrent \rangle, \quad (2.27)$$

де $EMGAmplitude$ — амплітуда ЕМГ-сигналу; $EMGLatency$ — латентність відповіді на стимуляцію; $SignalNoiseRatio$ — співвідношення сигнал/шум; $StimulationCurrent$ — сила електричного стимулу.

$$V_{P_N}(EMGAmplitude) = [A_{min}; A_{max}] \quad (2.28)$$

$$V_{P_N}(EMGLatency) = [\tau_{min}; \tau_{max}] \quad (2.29)$$

5. Формалізація параметрів результатів та підтримки прийняття рішень. Результати формалізуються наступним відношенням:

$$P_R = \langle Id_{P_R}, T_{P_R}, V_{P_R}, S_{P_R} \rangle, \quad (2.30)$$

де Id_{P_R} — ідентифікатор параметра результату; T_{P_R} — тип параметра; V_{P_R} — значення; S_{P_R} — семантичний опис.

$$P_R = \langle NerveIntegrityRisk, FunctionalStatus, ConfidenceLevel \rangle, \quad (2.31)$$

де *NerveIntegrityRisk* — інтервальна оцінка ризику ушкодження нерва; *FunctionalStatus* — оцінка функціонального стану нервової структури; *ConfidenceLevel* — рівень достовірності прийнятого рішення.

$$V_{P_R}(NerveIntegrityRisk) = [r_{min}; r_{max}] \quad (2.32)$$

6. Формалізація параметрів накопичених знань, які зберігаються в репозитарію і в подальшому використовуються для вибору параметрів та коефіцієнтів математичних моделей для виявлення ПГН. Параметри репозитарію знань подаються як:

$$P_K = \langle Id_{P_K}, T_{P_K}, V_{P_K}, S_{P_K} \rangle, \quad (2.33)$$

де Id_{P_K} — ідентифікатор параметра знань; T_{P_K} — тип параметра; V_{P_K} — значення; S_{P_K} — семантична інтерпретація.

$$P_K = \langle CaseSimilarity, ModelUsageFrequency, OutcomeReliability \rangle \quad (2.34)$$

де *CaseSimilarity* — міра подібності поточного випадку до збережених; *ModelUsageFrequency* — частота використання моделі; *OutcomeReliability* — надійність результатів, отриманих з використанням моделі.

Таким чином, запропонована формалізація параметрів онтології інформаційної технології інтраопераційного нейромоніторингу забезпечує структуроване, семантично узгоджене та інтервально орієнтоване представлення всіх ключових аспектів предметної області, фрагмент формалізованого представлення якої наведено в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1.

Приклади формалізованого представлення параметрів інтраопераційного нейромоніторингу в онтологічній інтерпретації

Онтологічний клас	Параметр	Тип параметра	Коефіцієнти моделі	Короткий опис параметра	Приклад значення
Patient P_P	Age	інтервальний	$\beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$	Віковий діапазон пацієнта	[45; 52] років
	Sex	категоріальний		Біологічна стать пацієнта	чоловіча
	BMI	інтервальний		Індекс маси тіла	[26.5; 28.0] кг/м ²
	FunctionalLimitation	логічний		Наявність функціональних обмежень	true
Clinical Indication P_S	IndicationType	категоріальний	$\beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$	Тип медичних показань до операції	вузловий зоб
	MalignancyRisk	інтервальний		Оцінка ризику злоякісності	[0.25; 0.40]
Comorbidity	ComorbidityIndex	числовий	$\beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$	Узагальнений індекс супутніх захворювань	3
	Cardiovascular Disease	логічний		Наявність серцево-судинної патології	true
Surgical Procedure V_{pp}	ProcedureType	категоріальний		Тип хірургічного втручання	тиреоїдектомія
	SurgicalAccess	категоріальний		Метод хірургічного доступу	цервікальний
	OperationDuration	інтервальний		Тривалість операції	[85; 110] хв
SurgicalField d	SurgicalFieldComplexity	категоріальний		Складність операційного поля	підвищена
	TissueVisibility	категоріальний		Ступінь візуалізації тканин	обмежена
Anatomical Structure (RLN/EBSL N)	NerveLocationDepth	інтервальний	$\beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$	Глибина залягання нерва	[6.5; 9.0] мм
	NerveCourseVariation	категоріальний		Варіант ходу нерва	нетиповий
	TissueDensity	інтервальний		Щільність навколишніх тканин	[1.1; 1.4] г/см ³
IONM	MonitoringMode	категоріальний	$\beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$	Режим нейромоніторингу	безперервний
	StimulationCurrent	інтервальний		Сила електричної стимуляції	[1.0; 2.0] мА
Signal	Amplitude	інтервальний	$\beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$	Амплітуда акустичного-сигналу	[450; 780] мкВ
	Latency	інтервальний		Латентність відповіді	[3.1; 4.0] мс
	SignalNoiseRatio	інтервальний		Співвідношення сигнал/шум	[12; 18] дБ
Mathematical Model P_K	ModelType	категоріальний	$\beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$	Тип математичної моделі	інтервальна
	ModelOrder	числовий		Порядок (складність) моделі	2
ModelParameter	ParameterValue	інтервальний	$\beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$	Значення параметра моделі	[0.18; 0.25]
MonitoringResult P_N	NerveIntegrityRisk	інтервальний		Ризик ушкодження нерва	[0.10; 0.22]
	FunctionalStatus	категоріальний		Функціональний стан нерва	збережений
DecisionSupportResult	ConfidenceLevel	інтервальний		Достовірність рішення	[0.80; 0.92]
Knowledge Repository P_K	CaseSimilarity	інтервальний		Подібність до попередніх випадків	[0.73; 0.88]
	ModelUsageFrequency	числовий		Частота використання моделі	46
	OutcomeReliability	інтервальний		Надійність результатів	[0.85; 0.95]

На рисунку 2.4. представлено фрагмент онтологічного графу онтології інформаційної технології інтраопераційного нейромоніторингу



Рис. 2.4. Фрагмент онтологічного графу

Онтологія створює формальну основу для автоматизованого вибору та ініціалізації математичних моделей, скорочення часу їх підготовки та підвищення надійності підтримки прийняття рішень у хірургічній практиці.

2.4.3 Метод отримання коефіцієнтів інтервальної моделі

Як вже зазначалося, основною проблемою для побудови математичної моделі у формі (2.9) є обчислення коефіцієнтів $\vec{\beta} = \hat{\beta}_0, \hat{\beta}_1, \hat{\beta}_2, \hat{\beta}_3, \hat{\beta}_4$ всякий раз, коли необхідно застосувати інтраопераційний моніторинг ПГН для конкретного пацієнта. Такий підхід неможливо застосувати в реальному часі проведення оперативного втручання. Тому у дисертаційній роботі запропоновано використати онтологічний підхід з метою опису предметної області для обрання необхідної математичної моделі в інформаційній технології інтраопераційного моніторингу.

У процесі інтраопераційного нейромоніторингу поворотного нерва гортані виникає необхідність оперативного вибору та параметризації математичної моделі на основі неповної, зашумленої та інтервально заданої інформації, що надходить від пацієнта, хірургічного контексту та електрофізіологічних вимірювань. Безпосереднє розв'язання задачі ідентифікації параметрів моделі шляхом мінімізації функціоналу з обмеженнями для кожного клінічного випадку в режимі реального часу є обчислювально затратним і практично неприйнятним.

З метою усунення зазначених обмежень у роботі запропоновано алгоритм інференції, який базується на онтологічному представленні знань предметної області та забезпечує автоматизоване використання параметрів онтології для ініціалізації інтервальних обмежень параметрів математичної моделі, її вибору та обґрунтування результатів.

На першому етапі методу виконується формування онтологічного профілю поточного клінічного випадку. Параметри пацієнта, хірургічного втручання, анатомічних особливостей та інтраопераційного нейромоніторингу перетворюються у множину онтологічних тверджень, які додаються до онтології

Таким чином формується формалізований опис поточного випадку, що дозволяє застосовувати механізми логічної інференції та семантичного виведення.

Розглянемо детальніше процес вибору моделі із репозиторію із відповідним підбором параметрів. На основі побудованої прикладної онтології O_{IONM} інтраопераційного нейромоніторингу з множинами понять (концептів) C , відношень R , параметрів $P = P_P \cup P_S \cup P_A \cup P_N \cup P_R \cup P_K$ та формалізованого опису поточного клінічного випадку $Case$, який включає (значення параметрів пацієнта, операції, анатомії, IONM/ЕМГ) здійснюється підбір моделей із репозитарію $M = M_i$, кожна з яких характеризується певними наборами умов застосованості R_i , набором параметрів P_i та певним програмним алгоритмом реалізації A_i . Цей процес також доповнюється набором правил інференції $Rules$ (правила застосовності моделей, формування інтервалів, правила якості сигналів).

Правильний вибір відповідної моделі дозволить отримати програмну інтерпретації її застосовуваності із параметрами P_i (ініціалізованими значеннями), а також отримати опис пояснення вибору, тобто набір фактів і правил, що спрацювали.

Для вибору моделі та підбору відповідних параметрів введемо $X = (X_P, X_S, X_A, X_N, X_R, X_K)$, де X_P відповідає P_P , $X_S \rightarrow P_S$, $X_S \rightarrow P_S$, $X_A \rightarrow P_A$, $X_N \rightarrow P_N$, $X_R \rightarrow P_R$, $X_K \rightarrow P_N$. Q - метрики якості сигналу (SNR, стабільність, артефакти), а $Cand$ - множина моделей кандидатів. Виходячи із формалізованих раніше онтологічних представлень предметної області, описаних вище припущень та побудованих моделях із відповідними коефіцієнтами, можна сформулювати наступну послідовність кроків для вибору моделі та підбору відповідних коефіцієнтів.

Крок 1. Формування фактів.

1.1. Зчитування параметрів поточного випадку:

$$X_P = \left\{ \begin{array}{l} Age, Sex, BMI, ClinicalIndication, \\ ComorbidityIndex, FunctionalLimitation \end{array} \right\};$$

$$X_S = \left\{ \begin{array}{l} ProcedureType, SurgicalAccess, \\ OperationDuration, SurgicalFieldComplexity \end{array} \right\};$$

$$X_A = \{NerveLocationDepth, NerveCourseVariation, TissueDensity\};$$

$$X_N = \left\{ \begin{array}{l} MonitoringMode, StimulationCurrent, EMGAmplitude, \\ EMGLatency, SignalNoiseRatio \end{array} \right\};$$

$$X_K = \{CaseSimilarity, ModelUsageFrequency, OutcomeReliability\};$$

1.2. Перетворюємо значення у онтологічні твердження, враховуючи сформовані набори правил, наприклад:

Patient(hasIndication, ClinicalIndication);

Patient(hasComorbidity, Comorbidity);

SurgicalProcedure(hasCondition, OperationCondition);

IONM(generatesSignal, EMGSignal);

EMGSignal(hasSignalQuality, SignalQuality);

MathematicalModel(hasParameter, ModelParameter.

1.3. Для числових значень формуємо представлення: якщо вимірювання має точні значення (v_i, v_{i+1}) та інтервальні, якщо оцінка з похибкою або діапазоном $[v_{min}; v_{max}]$.

Крок 2. Перевірка якості сигналу та узгодженості даних (Data Quality Gate).

2.1. Обчислити або отримати метрики якості:

$$Q = \{SignalNoiseRatio, Stability, ArtifactLevel\}.$$

2.2. Застосувати правила якості (приклад класу правил):

$R(Q_1)$: якщо $SignalNoiseRatio < SNR_{min}$ та дані позначити як “низька якість”;

$R(Q_2)$: якщо $ArtifactLevel = high \rightarrow$ вимагати повторної стимуляції;

2.3. Якщо якість критично низька $\rightarrow$ сформулювати рекомендацію корекції та завершити алгоритм із виходом “ідентифікація неможлива”.

Крок 3. Здійснюємо інференцію умов застосованості моделей.

3.1. Для кожної моделі $M_i \in M$ задаємо умови застосовності R_i у вигляді набору логічних обмежень:

$$R_i = \{r_{i1}, r_{i2}, \dots, r_{ik}\}.$$

3.2. Виконуємо перевірку чи впливають умови R_i із фактів для поточного клінічного випадку.

3.3. Формуємо множину моделей $Cand$:

$$Cand = \{M_i \in M \mid |O_{IONM} \cup Facts(Case)| = R_i\}.$$

3.4. Якщо $Cand = \emptyset$, необхідно зняти некритичні обмеження або обрати базову інтервальну модель M_{base} .

Крок 4. Здійснюємо ранжування отриманих моделей, відповідно обчисливши інтегральний показник:

$$Score(M_i) = \omega_1 Fit_C(M_i) + \omega_2 Fit_A(M_i) + \omega_3 Fit_S(M_i) + \omega_4 Fit_R(M_i),$$

де Fit_C - відповідність показанням/типу операції з (P_P, P_S) ; Fit_A - відповідність анатомічним особливостям з (P_A) ; Fit_S - очікувана адекватність при даній якості ЕМГ з (P_N) ; Fit_R — надійність за репозиторієм знань з $(P_K: OutcomeReliability, ModelUsageFrequency)$;

$$M_{AD} = \operatorname{argmax}(Score(M_i)), M_i \in Cand$$

Крок 5. Ініціалізація параметрів моделі.

5.1. Для обраної моделі M_{AD} визначено набір параметрів $P_{AD} = \{p_1, \dots, p_m\}$. Для кожного p_j застосовуємо правила ініціалізації, наприклад, якщо R_{i1} параметр залежить від глибини нерва – використовуємо *NerveLocationDepth*; якщо R_{i2} параметр залежить від якості сигналу – здійснюємо коригування інтервалу через *SignalNoiseRatio*; якщо R_{i3} високий ризик/складність поля, тоді розширити інтервали невизначеності.

5.2. Формуємо інтервал $P_j \leftarrow [P_{min}; P_{max}]$, верхня та нижня межа отримується з онтологічних правил, шаблонів моделей, статистики використання моделей із репозитарію.

Крок 6. Процедура перевірки обґрунтування вибору моделі та відповідних параметрів.

6.1. Формування опису пояснення вибору

$$J = \langle Facts_{AD}, Rules_{AD}, Constraints_{AD} \rangle,$$

де $Facts_{AD}$ - ключові факти, що вплинули на рішення (наприклад, *ProcedureType*, *SNR*, *NerveCourseVariation*); $Rules_{AD}$ - правила, які спрацювали; $Constraints_{AD}$ - обмеження застосованості моделі.

Крок 7. Якщо отримано нетиповний клінічний випадок, то здійснюємо оновлення репозиторію знань.

Дуже важливою характеристикою вибору моделі є врахування типових правил інференції, наприклад:

- R_{A1} (анатомія): якщо *NerveCourseVariation* = нетиповий, тоді збільшити невизначеність для параметрів, чутливих до позиціювання нерва.

R_{S1} (операція): якщо *ProcedureType* = тиреоїдектомія і *SurgicalFieldComplexity* = підвищена, тоді пріоритет моделей з кращою робастністю до зашумлення.

R_{N1} (сигнал): якщо *SignalNoiseRatio* < SNR_{min-} , тоді вимагати повторної стимуляції або застосувати модель з меншою чутливістю до артефактів.

Запропонований метод визначає формальну процедуру використання параметрів онтології в інференції: від формування фактів поточного випадку та контролю якості сигналу до відбору/ранжування моделей, інтервальної ініціалізації параметрів і формування пояснюваного рішення з подальшим накопиченням знань у репозиторії.

В роботі також реалізовано підхід для ініціалізації коефіцієнтів $\vec{\beta} = \hat{\beta}_0, \hat{\beta}_1, \hat{\beta}_2, \hat{\beta}_3, \hat{\beta}_4$ для задачі (2.12.) та (2.13) у випадку коли ми змушені відштовхуватися від базової інтервальної моделі M_{base} . Як випливає з постановки задачі (2.12.) та (2.13), ідентифікація параметрів математичної моделі зводиться до мінімізації за умови інтервальних обмежень на кожний коефіцієнт. Ключовим етапом при цьому є визначення меж інтервалів $[\hat{\beta}_j^{low}; \hat{\beta}_j^{up}]$, які істотно впливають як на обчислювальну складність задачі, так і на адекватність отриманих оцінок. У запропонованій інформаційній технології ці інтервали не обчислюються “з нуля” для кожного пацієнта, а ініціалізуються онтологічно на основі формалізованих знань предметної області інтраопераційного нейромоніторингу.

Для кожного параметра $\hat{\beta}_j^{low}$ інтервальні межі задаються як:

$$\hat{\beta}_j^{low} = f_j^{low} \left(\begin{matrix} Age, BMI, ProcedureType, NerveLocationDepth, \\ EMGAmplitude, CaseSimilarity \end{matrix} \right),$$

$$\hat{\beta}_j^{up} = f_j^{up} \left(\begin{matrix} Age, BMI, ProcedureType, NerveLocationDepth, \\ EMGAmplitude, CaseSimilarity \end{matrix} \right),$$

де f_j^{low}, f_j^{up} - визначаються онтологічними правилами та статистикою накопичених клінічних випадків.

Розглянемо типові приклади онтологічних правил формування інтервалів $[\hat{\beta}_j^{low}; \hat{\beta}_j^{up}]$.

1. R_{A1} (анатомія), якщо $NerveCourseVariation =$ нетиповий, тоді $\hat{\beta}_j^{low} \leftarrow \hat{\beta}_j^{low} - \Delta_j^A, \hat{\beta}_j^{up} \leftarrow \hat{\beta}_j^{up} + \Delta_j^A$. Δ_j^A - онтологічно задане розширення інтервалу.

2. R_{N1} (сигнал): якщо $SignalNoiseRatio < SNR_{min}$, інтервал розширюється з метою врахування зростання невизначеності.

2. R_{K1} (подібність випадків): якщо $CaseSimilarity > \varphi$, тоді інтервал $[\hat{\beta}_j^{low}; \hat{\beta}_j^{up}]$ інтервалам, які використані у найбільш подібних випадках.

Таким чином, задача мінімізації (2.12)–(2.13) набуває вигляду:

$$\delta(\vec{\beta}) \xrightarrow{\vec{\beta}} \min \quad (2.34)$$

$$\hat{\beta}_j \in f_j(O_{IRNM}), j = 1, \dots, m, \quad (2.35)$$

де інтервальні обмеження формуються до початку оптимізації на основі онтологічної інференції та не потребують повторної повної ідентифікації параметрів у реальному часі.

На рисунку 2.5. представлено схему реалізації методу ініціалізації коефіцієнтів $\vec{\beta} = \hat{\beta}_0, \hat{\beta}_1, \hat{\beta}_2, \hat{\beta}_3, \hat{\beta}_4$.

Запропонований онтологічний механізм ініціалізації інтервальних обмежень параметрів дозволяє перенести основну обчислювальну складність з етапу інтраопераційного розв'язання задачі оптимізації на етап формалізованого попереднього аналізу предметної області. Це забезпечує можливість застосування інтервальних математичних моделей у режимі реального часу та підвищує робастність оцінювання параметрів в умовах значної клінічної та експериментальної невизначеності.

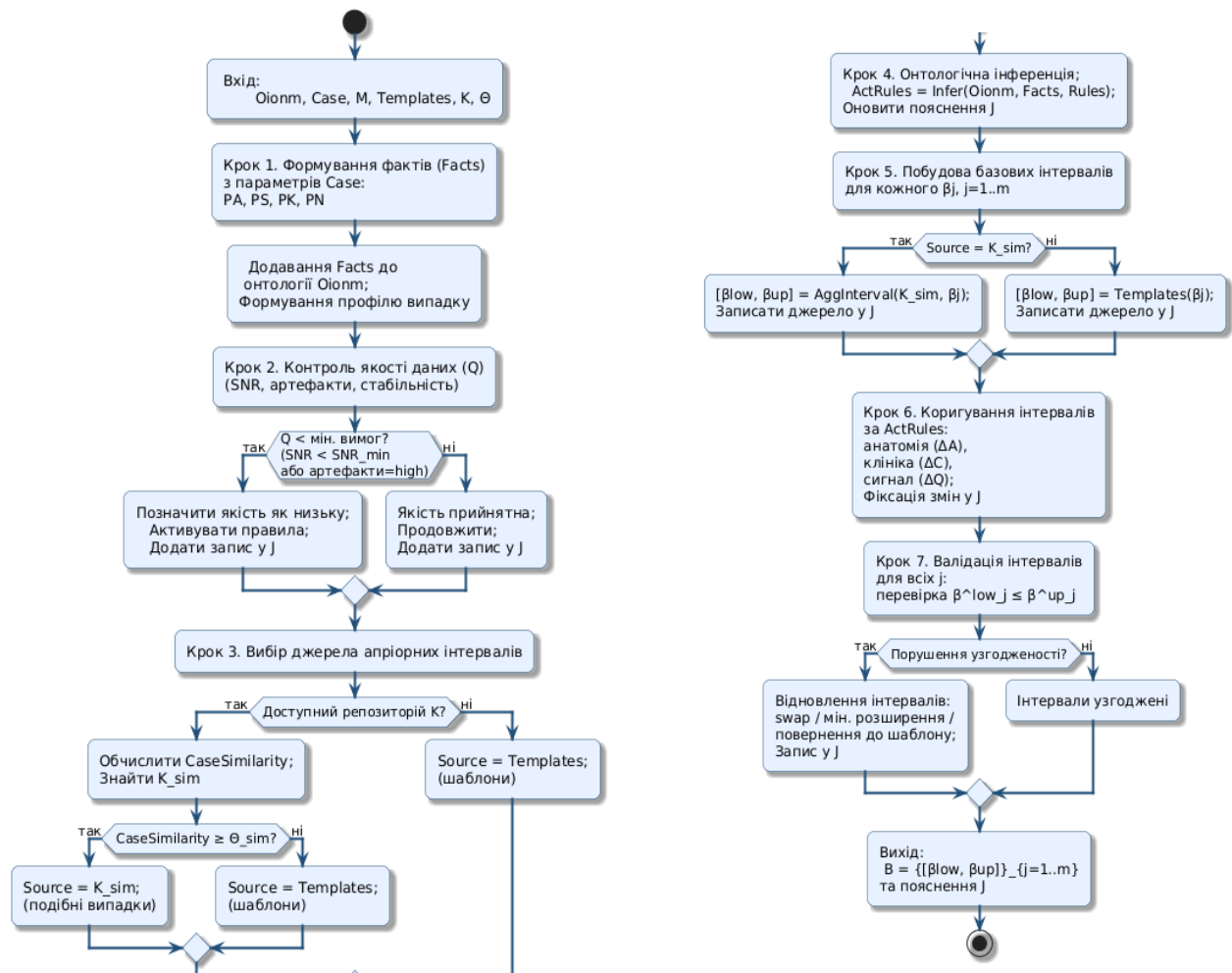


Рис. 2.5 Схема реалізації методу ініціалізації коефіцієнтів $\vec{\beta} = \hat{\beta}_0, \hat{\beta}_1, \hat{\beta}_2, \hat{\beta}_3, \hat{\beta}_4$

2.5 Висновки до розділу 2

1. Досліджено процеси електричної стимуляції тканин поля хірургічного втручання та розподілу електричного струму у тканинах. На основі експериментальних досліджень встановлено, що збудження нерва залежить від відстані від точки подразнення на тканинах поля хірургічного втручання до ПГН і відповідно акустичний сигнал, як реакція на подразнення тканин поля хірургічного втручання, який формується внаслідок розтягнення голосових зв'язок та проходження повітря через гортань пацієнта, є індикатором цієї відстані. Визначено основні характеристики акустичного сигналу, від яких

залежить ця відстань: амплітуда акустичного сигналу та амплітуда його головної спектральної складової.

2. На підставі проведених досліджень електричної стимуляції тканин поля хірургічного втручання та спираючись на припущення, що ґрунтуються на нейроронаксичній теорії утворення голосу, розроблену Юссоном, запропоновано та обґрунтовано структуру інтервальної математичної моделі поширення електричного потенціалу в тканинах операційної рани під час подразнення їх імпульсним електричним струмом та формування реакції на подразнення голосових зв'язок у вигляді акустичного сигналу. Запропонована структура є інтервальним рівнянням з двома адитивними компонентами: вираз, який описує поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного втручання; вираз у вигляді вигляді квадратичної залежності між відстанню від точки подразнення тканин до ПГН та значенням максимальної амплітуди головної спектральної складової акустичного сигналу. Причому, у першому виразі невідомими коефіцієнтами є коефіцієнт α затухання електричного сигналу, який залежить від типу тканин, та коефіцієнт k , який характеризує середовище поширення електричного сигналу та характеристики засобів середовища перетворення електричного сигналу в акустичний.

3. Вперше розроблено інтервальну математичну модель поширення електричного потенціалу в тканинах операційної рани під час подразнення їх імпульсним електричним струмом та формування реакції на подразнення голосових зв'язок у вигляді акустичного сигналу, яка на відміну від існуючих моделює інтервальну відстань від точки подразнення до ПГН в залежності від амплітуди акустичного сигналу та амплітуди його головної спектральної складової, і забезпечує зниження ризику пошкодження ПГН в процесі хірургічного втручання на щитоподібній залозі.

4. Вперше розроблено метод ідентифікації інтервальної математичної моделі поширення електричного потенціалу в тканинах операційної рани та формування реакції на подразнення голосових зв'язок у вигляді акустичного сигналу, який на відміну від існуючих ґрунтується на поєднанні аналізу

інтервальних даних та онтологічному підході, що у сукупності знижує час налаштування моделі під особливості тканин операційної рани пацієнта і забезпечує використання цієї моделі в програмно-апаратному комплексі для зниження ризику пошкодження ПГН.

РОЗДІЛ 3

УДОСКОНАЛЕНА ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ ІНТРАОПЕРАЦІЙНОГО НЕЙРОМОНІТОРИНГУ ПОВОРотноГО ГОРТАННОГО НЕРВА

У попередньому розділі розглянуто задачу побудови математичної моделі в інтервальному вигляді для визначення відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН.

Зазначені математичні моделі дають можливість удосконалити існуючу інформаційну технологію інтраопераційного моніторингу та знизити ризик пошкодження ПГН.

Метою даного розділу є розкриття суті цієї технології. У схему організації технології додано два кроки: адаптивне налаштування параметрів струму подразнення та оцінка відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН. Процедура оцінки відстані ґрунтується на використанні математичних моделей, які наведено в попередньому розділі. Також у цьому розділі детально розглянуто питання адаптивного налаштування параметрів імпульсного струму з метою визначення оптимальної частоти слідування імпульсів.

У завершальній частині розділу наведено апаратне та програмне забезпечення для реалізації запропонованої технології.

Матеріали цього розділу опубліковано автором у працях [24-26, 30, 38-39, 42, 76, 120, 126].

3.1 Загальна схема реалізації удосконаленої інформаційної технології

Важливим аспектом нової інформаційної технології для моніторингу ПГН є урахування характеристик тканин поля хірургічного втручання пацієнта. Зокрема, пропонується вирішення двох задач: налаштування параметрів електричного струму для подразнення тканин поля хірургічного втручання з

метою підвищення чутливості тканин до подразнення електричним струмом; підвищення ефективності опрацювання інформаційного сигналу-реакції на подразнення тканин. Першу задачу розв'язуємо у спосіб налаштування частоти імпульсного електричного струму програмним способом. Другу задачу розв'язуємо на основі математичного моделювання поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного втручання, маючи результати реакції на подразнення тканин цього поля у певних точках. Математичний апарат для розв'язування другої задачі наведено у попередньому розділі.

Таким чином удосконалена технології передбачає етапи, зображені на рисунку 3.1.

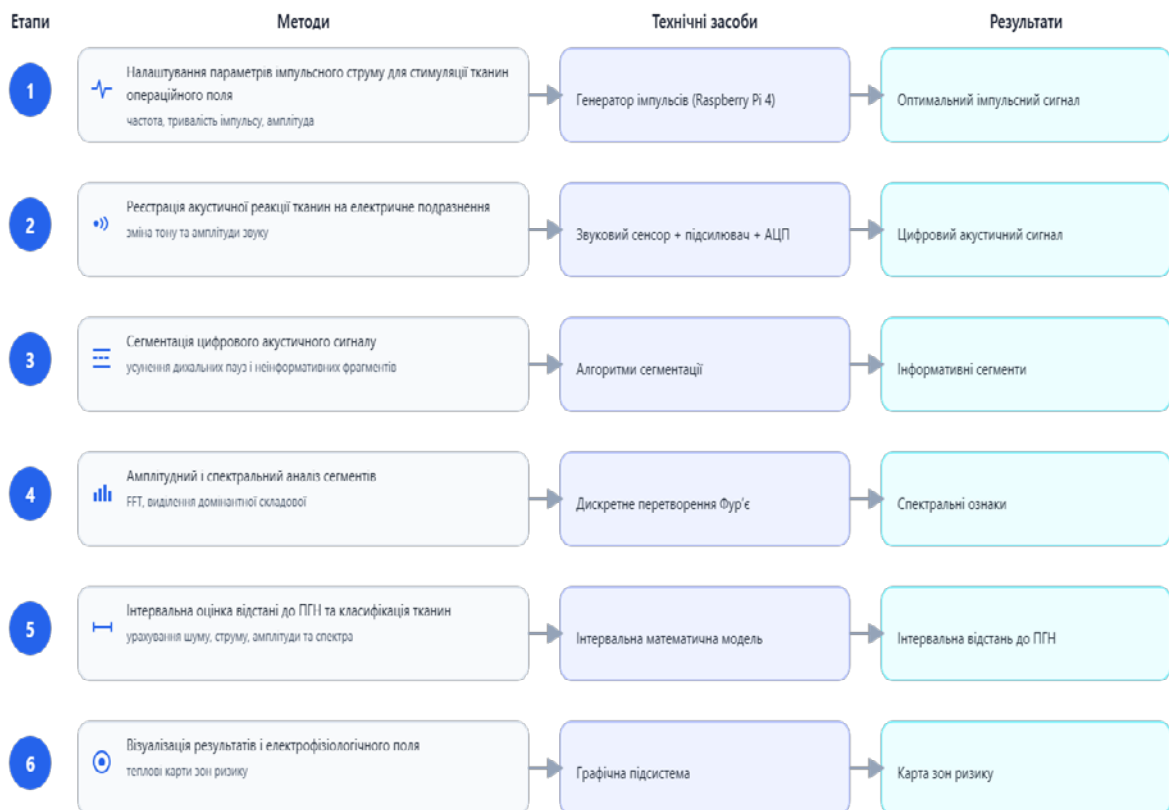


Рис. 3.1 Схема інформаційної технології процесу інтраопераційного моніторингу ПГН та класифікації тканин поля хірургічного втручання

Етап 1. Налаштування частоти імпульсного струму для подразнення тканин поля хірургічного втручання. Для реалізації цього етапу використовуємо електрофізіологічні методи, а також засоби у вигляді генератора прямокутних

імпульсів з програмним управлінням на базі одноплатного комп'ютера (Raspberry Pi-4). В результаті отримуємо імпульсний сигнал, який забезпечує максимальну чутливість тканин на подразнення електричним струмом.

Етап 2. Отримання інформаційного сигналу – реакції тканин поля хірургічного втручання на подразнення імпульсним струмом.

З цією метою спираємося на нейрохронаксихну теорію утворення голосу, запропоновану Юссоном, а як засоби, використовуємо систему реєстрації акустичного сигналу звуковим сенсором з подальшим підсиленням та перетворенням у цифровий сигнал аналого-цифровим перетворювачем. Основною характеристикою, яка визначає розміщення точки подразнення на полі хірургічного втручання, є зміна амплітуди та тону акустичного сигналу. Чим менша відстань, від точки подразнення до ПГН, тим більша інтенсивність зміни тону та тим більша амплітуда акустичного сигналу. Ці зміни звукового сигналу фіксуємо звуковим сенсором, підсилюємо і перетворюємо в цифровий сигнал. Відліки отриманого цифрового сигналу подаємо на одноплатний комп'ютер на базі Raspberry Pi-4 для попереднього опрацювання та сегментації.

Етап 3. Сегментація інформаційного сигналу.

Інформаційний сигнал, зафіксований звуковим сенсором і поданий в цифровій формі містить декілька сигментів в залежності від тривалості подразнення тканин поля хірургічного втручання і може містити паузи в проміжках між вдихом та видихом пацієнта. Крім того імпульсний струм поджразнення тканин з малою частотою слідування імпульсів і з великою тривалістю імпульсіва також призводить до утворення сегментів в інформаційному сигналі. При чому, інформативною частиною цього інформаційного сигналу є саме ці сигменти, які призводять до зміни тону звукового сигналу, який утворюється внаслідок проходження потоку повітря через гортань пацієнта. Тому саме ці сигменти необхідно виділити для подальшого опрацювання. На рисунку 3.2. наведено два фрагменти інформаційного сигналу, які необхідно виділити для подальшого аналізу та опрацювання.

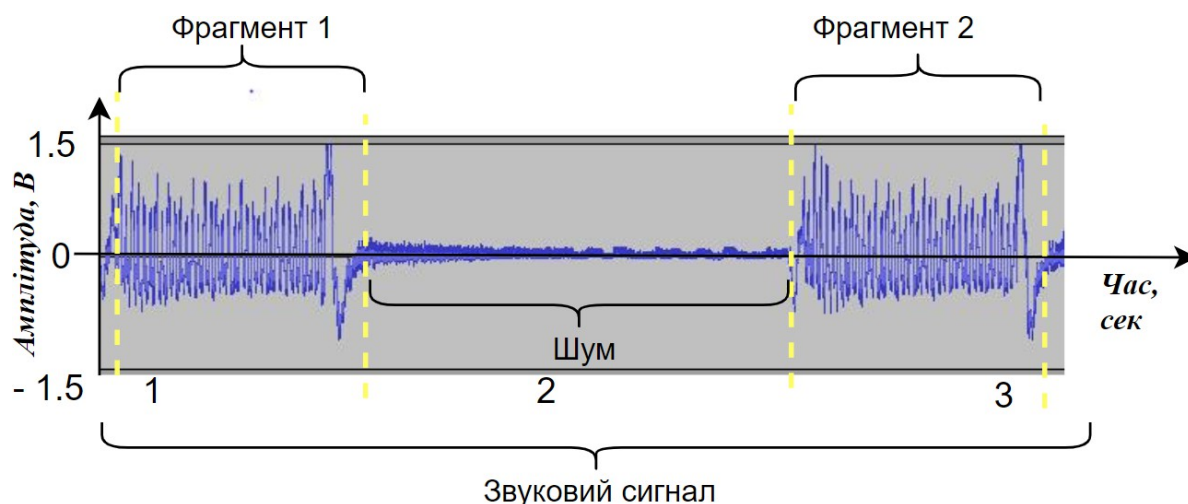


Рис. 3.2. Інформаційний сигнал-реакція зміни тону звукового сигналу внаслідок подразнення тканин хірургічної рани імпульсним струмом

Варто зазначити, що для цієї цілі використовуємо пороговий метод аналізу амплітуди відліків цифрового інформаційного сигналу та алгоритм сортування цих відліків. Процедура виділення інформаційних сегментів реалізована та описана в існуючій технології, тому не будемо зупинятися на цьому в деталях.

Етап 4. Аналіз амплітуди та спектральний аналіз сегменту інформаційного сигналу для виділення спектральної складової з максимальною амплітудою з метою визначення відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН.

З цією метою використовуємо методи спектрального аналізу, програмні процедури дискретного перетворення Фур'є, а також будуємо функцію, яка пов'язує амплітуду основної спектральної складової звукового сигналу з відстанню від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН.

Детально цей етап описано в існуючій технології. Щодо ідентифікації та математичного моделювання електрофізіологічних характеристик тканин поля хірургічного втручання, де поширюється електричний потенціал, то це питання розглянуто у попередньому розділі.

Етап 5. Обчислення відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до нерва (класифікація тканин у точці подразнення).

Реалізація цього етапу ґрунтується на моделях, наведених у попередньому розділі. Отримані характеристики амплітуди звукового сигналу, фонового шуму, сили імпульсного струму подразнення тканин поля хірургічного втручання та максимальної амплітуди основної спектральної складової підставляються в інтервальну модель (2.9) і обчислюємо інтервальну оцінку відстані від точки подразнення до ПГН.

Етап 6. Візуалізація результатів класифікації та поля електричних характеристик тканини навколо точки подразнення (теплого поля).

Задача візуалізації за допомогою розробленого програмного забезпечення буде розглянута детально у цьому розділі.

3.2 Метод програмного налаштування частоти імпульсного струму для подразнення тканин хірургічного поля

3.2.1 Загальна схема

Як зазначено вище, перший етап запропонованої інформаційної технології є налаштування частоти імпульсного струму для подразнення тканин поля хірургічного втручання. Для реалізації цього етапу використовуємо електрофізіологічні методи, а також засоби у вигляді генератора прямокутних імпульсів з програмним управлінням на базі одноплатного комп'ютера (Raspberry Pi-4).

Базуючись на добре відомих електрофізіологічних властивостях тканин хірургічної рани в цілому, та ПГН зокрема, можемо сформулювати ключові аспекти вибору частоти та її впливу на ПГН:

- м'язове сприйняття (низькі частоти, як правило, менше 5 Гц, можуть бути більш придатними для сприйняття м'язових реакцій);
- фільтрація шумів (надмірно висока частота імпульсів може викликати перешкоди в сигналі);

- максимальна ефективність стимуляції, яка пов'язана з реактивними властивостями середовища стимуляції;
- сприйняття нервової реакції.

Як правило, частота електричних імпульсів, які використовуються для подразнення тканин поля хірургічного втручання під час операції на щитовидній залозі, може змінюватися в залежності від конкретного клінічного випадку. Однак загалом значення частоти для електростимуляції можуть коливатися від кількох до кількох десятків герц. В процесі досліджень було запропоновано перевірити вище розглянуту гіпотезу і на цій основі розробити спосіб автоматичного налаштування частоти електричних імпульсів для максимально ефективного подразнення тканин поля хірургічного втручання.

Клінічні випробування пристрою виявлення ПГН, який розглянуто у першому розділі можливість в процесі операції на щитоподібній залозі отримати серію звукових сигналів, частина з яких наведена на рисунку 3.3.

Як бачимо з рисунку 3.3, характер звукового сигналу змінюється, в залежності від частоти слідування імпульсів електричного сигналу, яким подразнюють тканини поля хірургічного втручання. На малих частотах слідування імпульсів (рисунок 3.3 б) можна розпізнати окремі фрагменти звукового сигналу. Також бачимо, що змінюється його амплітуда.

На рисунку 3.4 наведено фрагменти спектрів отриманих сигналів.

Як відомо з попередньо проведених досліджень [22, 35, 106], амплітуда основної спектральної складової залежить від точки подразнення на полі хірургічного втручання. При цьому амплітуда обраної основної спектральної складової обернено пропорційна відстані від точки стимуляції до ПГН. Якщо точка подразнення належить ПГН, то амплітуда основної спектральної складової значно зростає. Проте, такі закономірності притаманні тільки випадкам, коли в процесі подразнення тканин поля хірургічного втручання імпульсним струмом правильно підібрано частоту слідування імпульсів. Рисунок 3.4 повністю підтверджує висловлене припущення.

Так, на малих частотах імпульсного струму (до 5 Гц), результат подразнення ПГН у вигляді амплітуди основної спектральної складової отриманого звукового сигналу – є незначним. Подібна ситуація виникає, коли частота слідування імпульсів електричного струму є занадто високою (більше 20 Гц). Найбільш ефективним виявляється імпульсний струм стимуляції ПГН з частотою близько 10 Гц.

На рис. 3.5. наведена діаграма залежності максимальної амплітуди основної спектральної складової звукового сигналу – реакції на подразнення ПГН імпульсним струмом різної частоти. Як бачимо з цієї діаграми, саме імпульсний струм з частотою 10 Гц виявився найбільш ефективним для подразнення ПГН в нашому випадку. Варто зазначити, що на рисунку 3.4. та на рисунку 3.5. по осі ординат наведено нормоване значення амплітуди основної спектральної складової звукового сигналу.

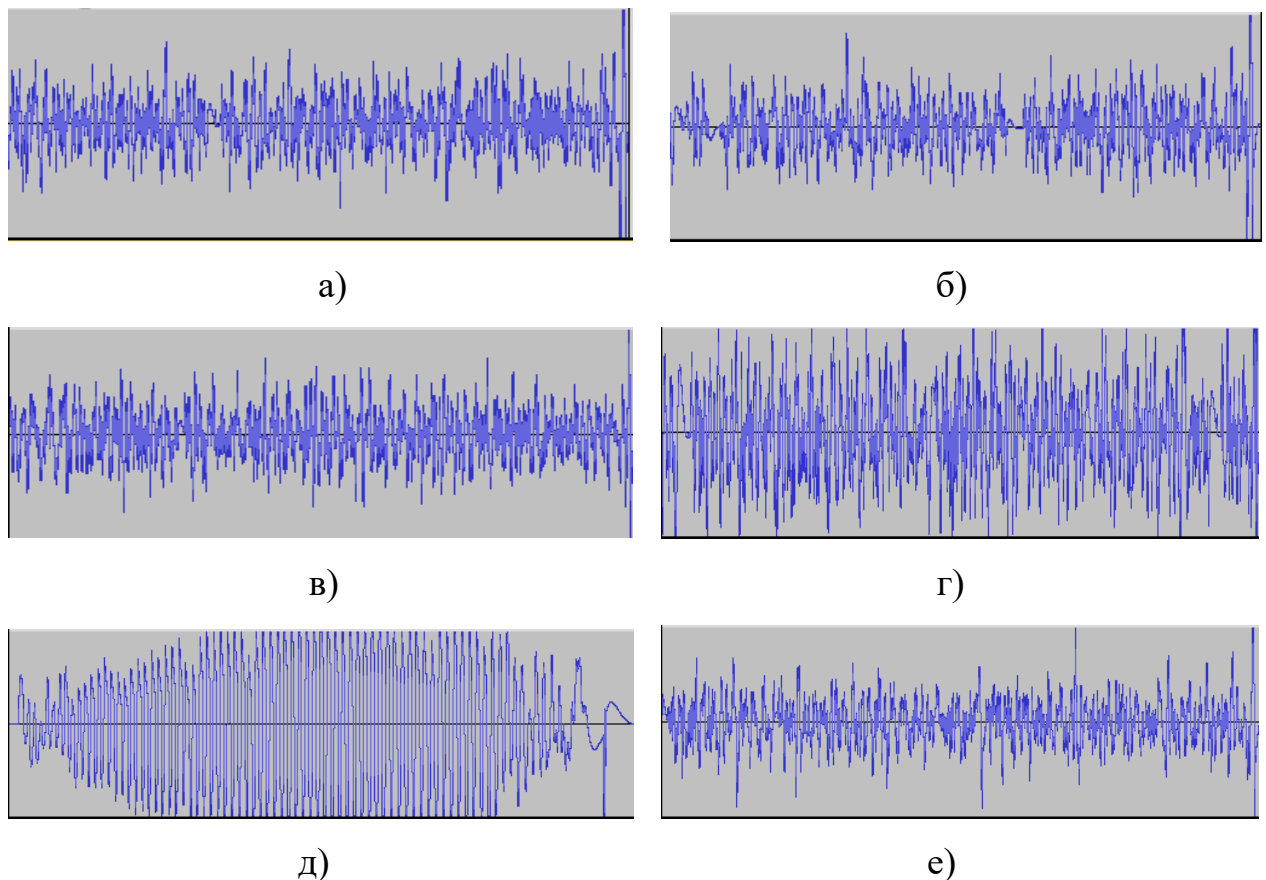


Рис. 3.3. Серія звукових сигналів, як реакція на подразнення ПГН електричними імпульсами різної частоти: а) без стимуляції (аудіосигнал

дихання пацієнта); б) частота імпульсів 1 Гц; в) частота імпульсів 2 Гц; г) частота імпульсів 5 Гц; д) частота імпульсів 10 Гц; е) частота імпульсів 50 Гц.

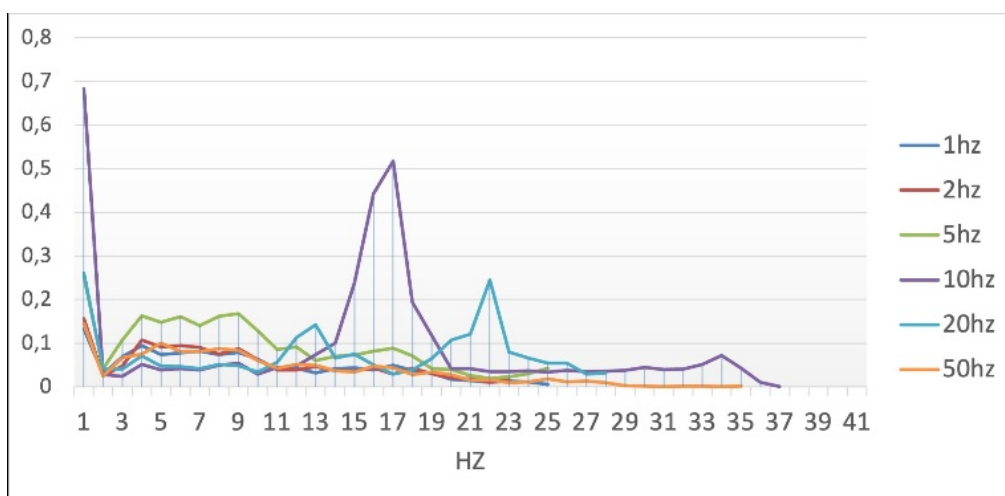


Рис. 3.4. Фрагменти спектрів звукових сигналів в залежності від частоти імпульсного струму стимуляції

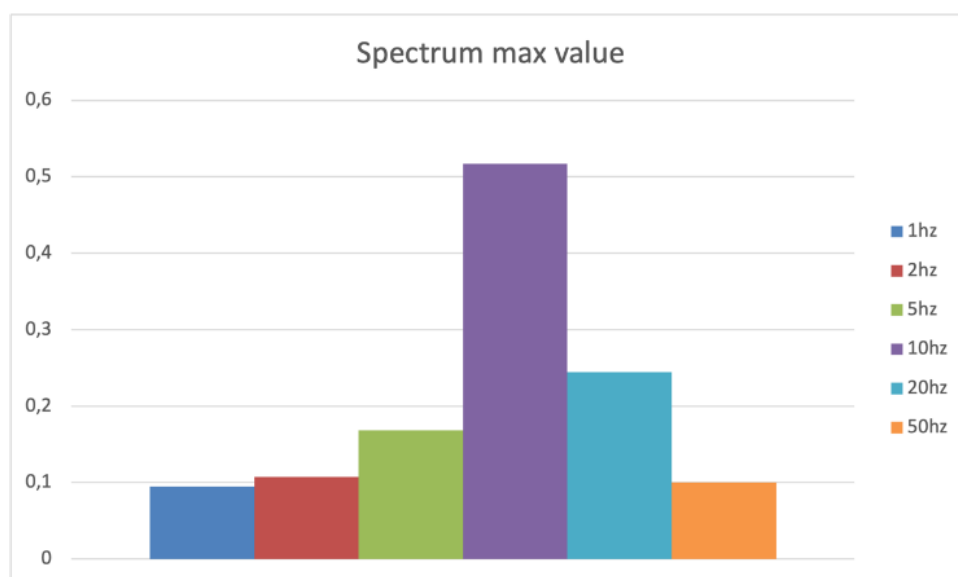


Рис. 3.5. Максимальна амплітуда основної спектральної складової звукового сигналу, залежна від частоти імпульсного струму подразнення тканин поля хірургічного втручання

Проведені дослідження, дають можливість удосконалити відомий метод та відповідні засоби інтраопераційного моніторингу ПГН в процесі операції на щитоподібній залозі.

Виходячи із результатів вище наведених досліджень, подразнення тканин поля хірургічного втручання, здійснюємо імпульсним електричним струмом з частотою від 2 до 20 Гц. При цьому сила струму фіксується в діапазоні від 0,5 мА до 2 мА, залежно від фізіологічних характеристик гортані пацієнта.

Після отримання інформаційного (акустичного) сигналу – як результату подразнення тканини поля хірургічного втручання, здійснюється його опрацювання, зокрема сегментація та виділення основної спектральної складової, відповідно до описаної вище технології.

Як вже зазначалося у першому розділі, основним недоліком запропонованих рішень є відсутність процедур для налаштування частоти генерованого імпульсного струму, що не забезпечує автоматичне налаштування параметрів електричного сигналу для стимуляції тканин хірургічної рани найефективнішим чином. Тому у вище описану технологію додали ще один етап, який забезпечує таке автоматичне налаштування параметрів електричного сигналу, зокрема його частоти. Слід зазначити, що цей етап використовується лише на початку процедури моніторингу.

Як було вказано, вибираємо типові значення частоти для електричної стимуляції в діапазоні від 2 Гц до 20 Гц. Цей діапазон визначається межами можливої реакції м'язових тканин на електричні імпульси.

Спираючись на вище наведені дослідження залежності реакції на подразнення тканин поля хірургічного втручання імпульсним струмом різної частоти, для налаштування частоти слідування імпульсів струму подразнення до оптимальних значень було встановлено цикл між частотою стимуляції та оцінкою результату у вигляді розрахованої амплітуди основної спектральної складової у трьох точках поля хірургічного втручання:

- на ПГН
- навколо ПГН - на відстані 2–3 мм;

– на відстані понад 1 см від ПГН.

Алгоритм реалізації цього кроку для кожної точки такий:

Крок 1. Встановлення значення частоти імпульсного струму на 2 Гц.
Перехід до кроку 2.

Крок 2. Виконання етапів 2 – 4 інформаційної технології.

Подразнення тканин поля хірургічного втручання імпульсним електричним струмом фіксованої частоти. Подразнення тканин поля хірургічного втручання імпульсним електричним струмом з частотою від 2 до 20 Гц. При цьому сила струму фіксується в діапазоні від 0,5 мА до 2 мА, залежно від фізіологічних характеристик гортані пацієнта.

Після отримання інформаційного (акустичного) сигналу – як результату подразнення тканини поля хірургічного втручання, здійснюється його опрацювання, зокрема сегментація та виділення основної спектральної складової, відповідно до описаної вище інформаційної технології.

Отже, результатом є амплітуда основної спектральної складової. Позначимо її за $A_b(f)$, де f — частота імпульсного струму подразнення.

Крок 3. Верифікація.

If $A_b(f) > A$ then $A := A_b(f)$; $f_{opt} := f$;

If $f < 20$ then $f := f + 1$ and proceeding to step 1,

else

save f_{opt} and stop step.

Варто зазначити, що символ $:=$ у цьому кроці означає операцію *присвоєння*, а вираз «зберегти f_{opt} і завершити крок» означає, що цей крок більше не використовується в процесі розрахунків і моніторингу ПГН, а частота подразнення f_{opt} залишається незмінною.

Таким чином, запропонований алгоритм вирішує задачу налаштування параметрів електричного струму для подразнення тканин поля хірургічної рани. Однак, у будь-якому разі, запропонований метод розв'язання задачі ефективного подразнення тканин поля хірургічного втручання має певні недоліки. Передусім це стосується способу налаштування процесу пошуку ефективної частоти

імпульсного струму. Простий (лінійний) перегляд частоти електричного струму в діапазоні від 2 Гц до 20 Гц вимагатиме 19 циклів, під час яких тканини хірургічної рани повинні постійно подразнюватися.

3.2.2 Аналіз часових аспектів імплементації методу адаптивного налаштування параметрів електричного струму

Як відомо, частота дихання у здорової дорослої людини за нормальних умов становить 12 – 15 дихальних циклів за хвилину [15, 53], що в середньому відповідає приблизно 2 секундам на «вдихання» та «видихання» повітря пацієнтом.

Для підтвердження цього було проаналізовано записи дихання вибірки пацієнтів. На рисунку 3.3 наведено приклади отриманих аудіосигналів, зареєстрованих під час дихання трьох різних пацієнтів.

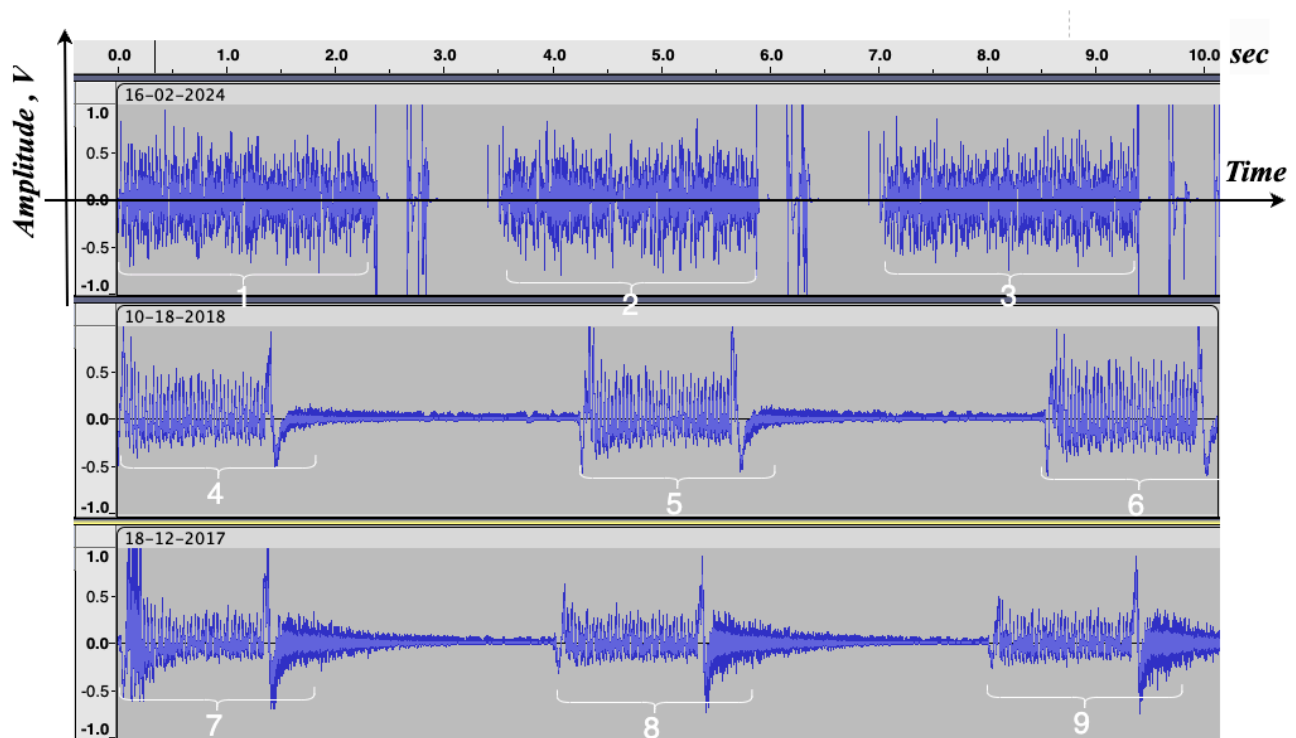


Рис. 3.3. Приклади акустичних сигналів, отриманих звуковим сенсором, встановленим в ендотрахеальні трубки

Для тривалості кожного окремого дихального циклу було використано програмні засоби, які відображали тривалість кожного фрагмента в мілісекундах. Результати дослідження наведено в таблиці 3.1.

Як бачимо з таблиці 3.1., середня тривалість одного дихального циклу становить 2091,555556 мс, тобто приблизно 2 секунди.

Таблиця 3.1.

Результати вимірювання тривалості дихального циклу пацієнтів

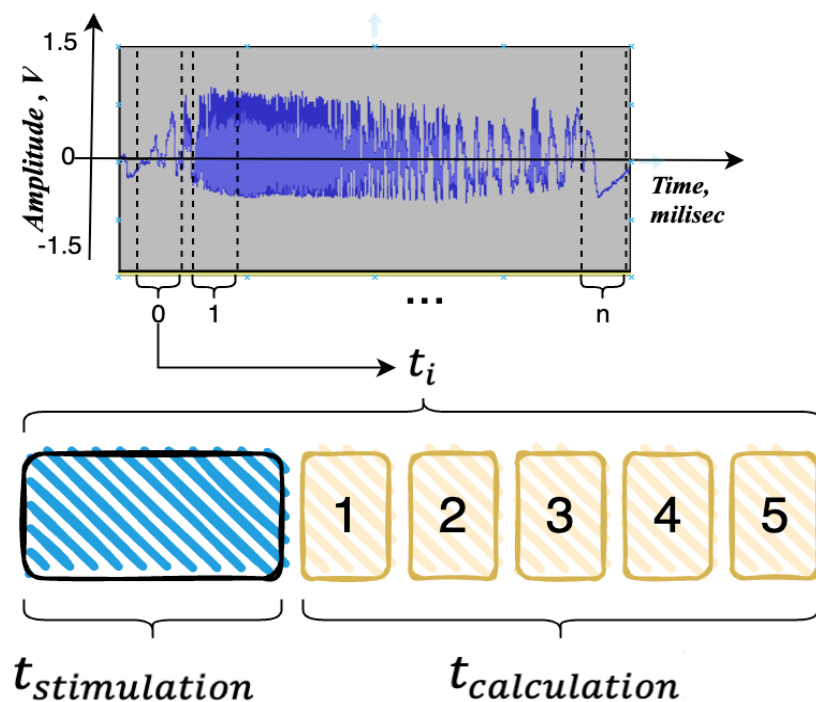
Номер фрагмента	Тривалість циклу (мс)
1	2415
2	2390
3	2426
4	1840
5	1715
6	1815
7	2070
8	2043
9	2110
Середня тривалість	2091,555556

Як зазначалося вище, частотний діапазон електричного імпульсного сигналу, що стимулює тканини хірургічної рани, становить від 1 до 20 Гц. Відповідно до алгоритму, наведеного вище, для визначення оптимальної частоти подразнення методом повного перебору необхідно здійснити подразнення тканин поля хірургічного втручання рани для усіх можливих значень із цього діапазону.

Отже, для виконання такого повного пошуку час ($t_{stimulation}$), витрачений

лише на подразнення тканин поля хірургічного втручання в одній точці поля хірургічного втручання з тривалістю імпульсів від 0,5 секунд (2 Гц) до 0,05 секунд (20 Гц), у сумі становить 3597 мс. Це приблизно дорівнює тривалості двох «вдихань» чи «видихань» пацієнта, що унеможливорює застосування алгоритму, наведеного вище.

Крім того, у процесі ідентифікації ПГН на кожному з п'яти кроків алгоритму необхідно виконувати додаткові обчислення, які потребують додатково часу процесора одноплатного комп'ютера. Таким чином, загальний час обстеження однієї точки на хірургічній рані із застосуванням описаних засобів ще більше зростає. На рисунку 3.4 проілюстровано спосіб обчислення тривалості обстеження однієї точки тканин поля хірургічного втручання.



- 1) встановлення значення частоти імпульсного струму та подразнення тканин поля хірургічного втручання імпульсним струмом фіксованої частоти;
- 2) отримання інформаційного сигналу; 3) сегментація інформаційного сигналу;
- 4) визначення амплітуди основної спектральної складової 5) верифікація, класифікація та візуалізація

Рис. 3.4. Ілюстрація для обчислення часу обстеження однієї точки подразнення тканин поля хірургічного втручання

У таблиці 3.2 наведено результати обчислення витрат часу на кожній ітерації алгоритму з використанням процесора одноплатного комп'ютера Raspberry Pi-4b.

Таблиця 3.2.

Результати обчислень витрат часу процесора на кожній ітерації алгоритму з використанням одноплатного комп'ютера Raspberry Pi-4b

Номер кроку	Назва кроку	Витрати часу (мс) $t_{calculation}$
1	Встановлення значення частоти імпульсного струму та подразнення тканин поля хірургічного втручання імпульсним струмом фіксованої частоти.	0,125
2	Отримання інформаційного сигналу	12
3	Сегментація інформаційного сигналу	0
4	Визначення амплітуди основної спектральної складової	2,9
5	Верифікація, класифікація та візуалізація	0,001
	Сумарний витрати часу	15,02

Спираючись на результати досліджень, наведених в таблиці 3.2, побудували таблицю 3.3.

У таблиці 3.3 отримуємо результати розрахунків загального часу, витраченого на обстеження однієї точки подразнення тканини поля хірургічного втручання.

Як видно з таблиці, загальна тривалість часу, витраченого на обстеження однієї точки поля хірургічного втручання становить понад 3,6 секунди, що є неприйнятним, оскільки суттєво перевищує цикл «вдихання» чи «видихання» повітря пацієнтом.

Таблиця 3.3.

Результати обчислення часу для визначення оптимальної частоти
слідування імпульсів струму подразнення

Частота імпульсного струму (Гц)	Витрати часу на подразнення $t_{\text{stimulation}}$ (мс)	Витрати часу на обчислення (процесорного часу), $t_{\text{calculation}}$ (мс)	Сумарні витрати часу на одній ітерації алгоритму), t_i (мс)
1	1000	15,02	1015,026667
2	500	15,02	515,0266667
3	333,3333333	15,02	348,36
4	250	15,02	265,0266667
5	200	15,02	215,0266667
6	166,6666667	15,02	181,6933333
7	142,8571429	15,02	157,8838095
8	125	15,02	140,0266667
9	111,1111111	15,02	126,1377778
10	100	15,02	115,0266667
11	90,90909091	15,02	105,9357576
12	83,33333333	15,02	98,36
13	76,92307692	15,02	91,94974359
14	71,42857143	15,02	86,4552381
15	66,66666667	15,02	81,69333333
16	62,5	15,02	77,52666667
17	58,82352941	15,02	73,85019608
18	55,55555556	15,02	70,58222222
19	52,63157895	15,02	67,65824561
20	50	15,02	65,02666667
Сумарні витрати часу для усього алгоритму	3597,739657		3612,766324

3.2.3 Удосконалення алгоритму адаптивного налаштування частоти слідування імпульсів струму подразнення

Таким чином, неприйнятний час обстеження однієї точки на полі хірургічного втручання для отримання оптимальної частоти струму подразнення, адаптованої до електрофізіологічних властивостей тканин поля хірургічного втручання пацієнта спонукає до проведення подальших досліджень, щодо удосконалення методу та алгоритму налаштування частоти імпульсного струму.

З цією метою, в дисертаційній роботі запропоновано та обґрунтовано використати відомі алгоритми сортування та пошуку в упорядкованому масиві. Попередньо вважатимемо масивом впорядкований набір частот (від 1 до 20 Гц) імпульсного струму.

Розглянемо можливість застосування відомих методів сортування елементів масиву для налаштування оптимальної частоти струму подразнення тканин в полі хірургічного втручання.

Лінійний пошук [66] – використання лінійного пошуку в алгоритмі визначення частоти означає послідовне подразнення тканин поля хірургічного втручання струмом на усіх можливих частотах від 1 до 20 Гц. Як зазначалося вище, у цьому випадку загальна тривалість часу, витраченого на обстеження однієї точки хірургічної рани, становитиме понад 3,6 секунди, що не дозволяє знайти оптимальну частоту слідування імпульсів електричного струму для подразнення тканин поля хірургічного втручання протягом одного циклу «вдихання» чи «видихання» пацієнта.

Бінарний пошук [10] – застосування цієї процедури полягає у поділі діапазону частот навпіл і подразнення електричним струмом із частотами з лівого та правого піддіапазонів на кожній ітерації. У таблиці 3.4. наведено результати оцінювання загальної тривалості часу, витраченого на обстеження однієї точки на тканинах поля хірургічного втручання, у разі застосування процедури бінарного пошуку на третьому кроці алгоритму адаптивного

програмного налаштування частоти імпульсного струму.

Таблиця 3.4.

Результати обчислення часу для визначення оптимальної частоти слідування імпульсів струму подразнення у випадку застосування процедури бінарного пошуку

Номер ітерації	Частота імпульсного струму (Гц)	Сумарні витрати часу на одній ітерації алгоритму) t_i (мс)
1	5	215,0266667
2	15	81,69333333
3	3	348,36
4	7	215,0266667
5	2	515,0266667
6	4	265,0266667
Сумарні витрати часу для усього алгоритму		1640,16

Як бачимо з таблиці 3.4 сумарний час, який необхідний для визначення оптимальної частоти імпульсного струму подразнення тканин поля хірургічного втручання з використанням процедури бінарного пошуку, становить понад 1,6 секунди. Таким чином, застосування процедури бінарного пошуку дозволяє знайти оптимальну частоту слідування імпульсів електричного струму для подразнення тканин поля хірургічного втручання протягом одного циклу «вдихання» чи «видихання» пацієнта.

Стрибковий пошук (Jump Search) [60]. Цей алгоритм пошуку поєднує елементи бінарного та лінійного пошуку. Його реалізація полягає у виконанні лінійного пошуку з певним кроком і зменшенні цього кроку на кожній ітерації. У таблиці 3.5. наведено результати оцінювання загальної тривалості часу, витраченого на обстеження однієї точки на тканинах поля хірургічного

втручання, у разі застосування процедури стрибкового пошуку на третьому кроці алгоритму адаптивного програмного налаштування частоти імпульсного струму.

Таблиця 3.5.

Результати обчислення часу для визначення оптимальної частоти слідування імпульсів струму подразнення у випадку застосування процедури стрибкового пошуку

Номер ітерації	Частота імпульсного струму (Гц)	Сумарні витрати часу на одній ітерації алгоритму) t_i (мс)
1	5	215,0266667
2	10	115,0266667
3	15	81,69333333
4	20	65,02666667
5	7	157,8838095
6	4	265,0266667
7	3	348,36
8	2	515,0266667
9	1	1015,026667
Сумарні витрати часу для усього алгоритму		2778,097143

Як бачимо з таблиці 3.5 сумарний час, який необхідний для визначення оптимальної частоти імпульсного струму подразнення тканин поля хірургічного втручання з використанням процедури бінарного пошуку, становить понад 2,78 секунди. Таким чином, застосування процедури бінарного пошуку не дає можливості знайти оптимальну частоту слідування імпульсів електричного струму для подразнення тканин поля хірургічного втручання протягом одного

циклу «вдихання» чи «видихання» пацієнта.

Тринарний пошук (Ternary Search) [111]. Застосування цієї процедури пошуку полягає у поділі діапазону частот на три рівні частини та подразнення тканин поля хірургічного втручання електричним струмом на частотах кожної з цих частин.

У таблиці 3.6. наведено результати оцінювання загальної тривалості часу, витраченого на обстеження однієї точки на тканинах поля хірургічного втручання, у разі застосування процедури тринарного пошуку на третьому кроці алгоритму адаптивного програмного налаштування частоти імпульсного струму.

Таблиця 3.6.

Результати обчислення часу для визначення оптимальної частоти слідування імпульсів струму подразнення у випадку застосування процедури тринарного пошуку

Номер ітерації	Частота імпульсного струму (Гц)	Сумарні витрати часу на одній ітерації алгоритму) t_i (мс)
1	3	348,36
2	9	126,1377778
3	16	77,52666667
4	2	515,0266667
5	4	265,0266667
Сумарні витрати часу для усього алгоритму		1332,077778

Як бачимо з таблиці 3.6 сумарний час, який необхідний для визначення оптимальної частоти імпульсного струму подразнення тканин поля хірургічного втручання з використанням процедури бінарного пошуку, становить всього 1,332 секунди. Таким чином, застосування процедури тринарного пошуку

пошуку дає можливість знайти оптимальну частоту слідування імпульсів електричного струму для подразнення тканин поля хірургічного втручання протягом одного циклу «вдихання» чи «видихання» пацієнта.

Існують також кілька інших алгоритмів пошуку, таких як інтерполяційний, експоненційний або пошук Фібоначчі. Однак їх застосування базується на тому, що шуканий елемент є відомим. У нашому випадку оптимальна частота електричного струму є невідомою. Тому застосування цих методів для задачі адаптивного налаштування частоти імпульсного струму не можливе.

Таким чином, з проведених досліджень випливає, що найбільш придатною процедурою для реалізації на третьому кроці алгоритму адаптивного налаштування частоти імпульсного струму для подразнення тканин поля хірургічного втручання є процедура тринарного пошуку, взамін процедури лінійного пошуку.

На основі проведених досліджень було вдосконалено метод та алгоритм автоматичного налаштування параметрів електричного струму та розроблено нову версію засобів і методів ідентифікації зворотного гортанного нерва під час операцій на щитоподібній залозі з автоматичним налаштуванням параметрів електричного імпульсного струму подразнення тканин.

3.3 Алгоритм адаптивного налаштування параметрів електричного сигналу для подразнення тканин поля хірургічного втручання

Виходячи із проведених досліджень, які наведено в попередньому пункті, процедуру тринарного пошуку (Ternary Search) обрано для реалізації алгоритму автоматичного налаштування частоти слідування імпульсів електричного струму для подразнення тканин поля хірургічного втручання.

На рис. 3.5 наведено ілюстрацію основного принципу визначення оптимальної частоти електричного струму подразнення тканин із застосуванням процедури цього пошуку.

Перший крок полягає у поділі діапазону частот слідування електричних

імпульсів на три піддіапазони, у такий спосіб, щоб ці діапазони по можливості були однаковими. Далі, тканини поля хірургічного втручання подразнюємо електричним струмом з частотою імпульсів, яку обираємо з кожного діапазону. На рис. 3.5 цей вибір позначено символом «*». В результаті отримуємо три інформаційних (акустичних) сигнали, які опрацьовуємо і визначаємо діапазон, в якому отриманий інформаційний сигнал у якому спектральна складова з найбільшою амплітудою є найбільшою серед трьох. На останньому кроці проводимо подразнення електричним імпульсним струмом із частотами з обраного піддіапазону і знову визначаємо частоту, при якій досягнуто найбільше значення амплітуди основної спектральної складової.

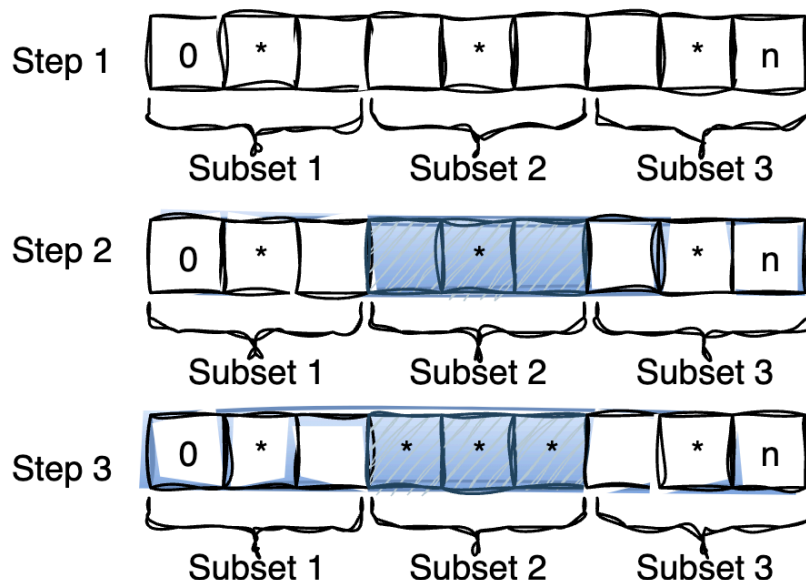


Рис. 3.5. Ілюстрація застосування процедури тринарного пошуку для визначення оптимальної частоти електричного струму подразнення тканин поля

Застосовуючи вище описаний принцип вибору частот, алгоритм пошуку оптимальної частоти струму подразнення можна звести до до 5 – 6 ітерацій. При цьому також варто зазначити, що функція для визначення оптимальності частоти є унімодальною. Тобто при збільшені, чи зменшені частоти слідування імпульсів електричного сигналу від оптимальної частоти слідування імпульсів,

максимальна амплітуда основної спектральної складової отриманих при цьому акустичних сигналів завжди менша від амплітуди основної спектральної складової акустичного сигналу, отриманого при подразненні тканин електричним струмом на оптимальній частоті.

Програмна реалізація тринарного пошуку (Ternary Search) для визначення оптимальної частоти стимуляції тканин хірургічної рани є циклічною. На кожній її ітерації зберігається отримана амплітуда основної спектральної компоненти інформаційного сигналу для кожної частоти та зсуву. Значення зсуву вказує, у якому з піддіапазонів знаходиться поточна частота електричного струму (позначається як `current_index`). Алгоритм реалізації методу наведено на рис. 3.6.

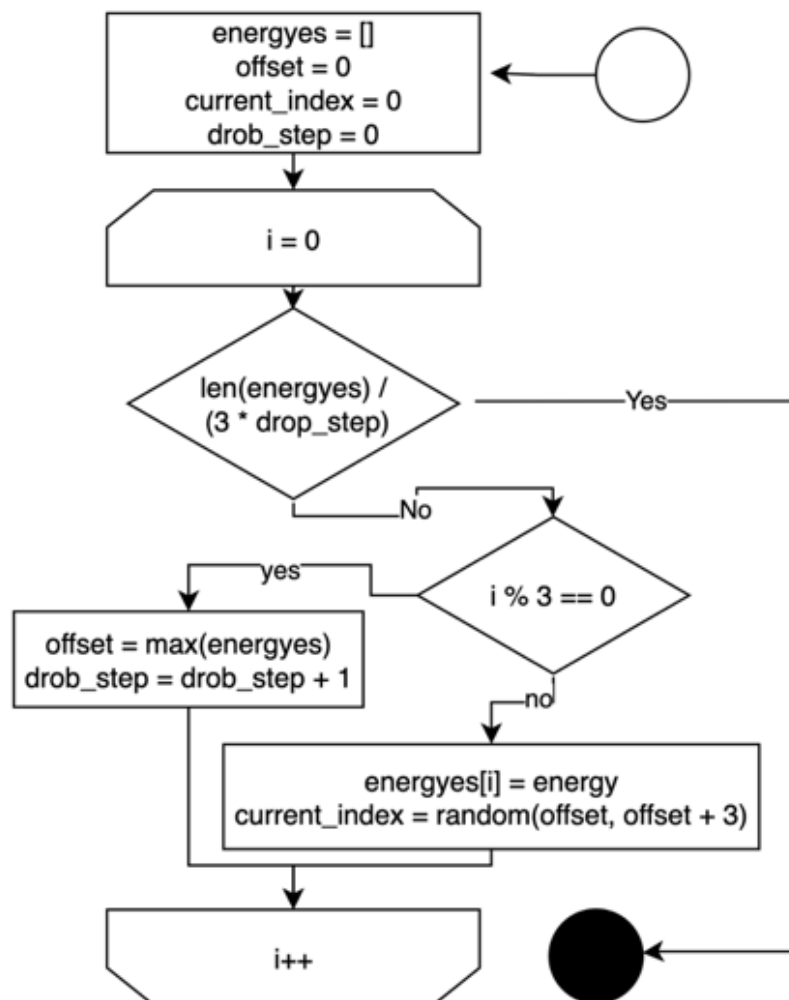


Рис. 3.6. Блок-схема алгоритму пошуку оптимальної частоти імпульсного струму подразнення із застосуванням процедури тринарного пошуку

Цикл завершується, коли піддіапазони не можна поділити на менші. Розроблений алгоритм реалізовано в методі `apply_ternary_search` модуля `FrequencyAdapter`. Варто зазначити, що описаний вище цикл виконується з часовими затримками. Кожна нова ітерація починається із затримкою, що дорівнює часу, витраченому на подразнення тканин поля хірургічного втручання. Наприклад, якщо поточна частота електричного сигналу становить 4 Гц, наступна ітерація починається через 250 мс. Метод `adjust` модуля `FrequencyAdapter` відповідає за запуск кожної ітерації у відповідний час.

При кожній зміні частоти електричного сигналу модуль `FrequencyAdapter` надсилає повідомлення підпроцесу генерації прямокутних імпульсів, який вносить зміни на апаратному рівні. Для передачі повідомлення використовується модуль `PIPE` бібліотеки `subprocess` [70, 109].

Для підтвердження ефективності запропонованого алгоритму було проведено серію експериментів, результати яких наведено на рисунку 3.7.

```

-----Start-----
1 [RG_app]-> Set 6Hz (167 ms) on 47m:12s:849ms - last changes:0ms
2 [RG_app]-> Set 15Hz (67 ms) on 47m:13s:20ms - last changes:171ms
3 [RG_app]-> Set 16Hz (63 ms) on 47m:13s:95ms - last changes:75ms
  [RG_app]-> Set 13Hz (77 ms) on 47m:13s:158ms - last changes:63ms
    [RG_app]-> Set 15Hz (67 ms) on 47m:13s:244ms - last changes:66ms
      [RG_app]-> Set 20Hz (50 ms) on 47m:13s:315ms - last changes:71ms
        [RG_app]-> Set 13Hz (77 ms) on 47m:13s:393ms - last changes:78ms
          [RG_app]-> adjusting time 545ms ← 6
            [RG_app]-> Set 13Hz (77 ms) on 47m:13s:479ms - last changes:0ms
              [RG_app]-> Set 13Hz (77 ms) on 47m:13s:564ms - last changes:0ms
                [RG_app]-> Set 13Hz (77 ms) on 47m:13s:649ms - last changes:0ms
                  [RG_app]-> Set 13Hz (77 ms) on 47m:13s:735ms - last changes:0ms
                    [RG_app]-> Set 13Hz (77 ms) on 47m:13s:826ms - last changes:0ms
                      [RG_app]-> Set 13Hz (77 ms) on 47m:13s:905ms - last changes:0ms
                        [RG_app]-> Set 13Hz (77 ms) on 47m:14s:2ms - last changes:0ms
                          [RG_app]-> Set 13Hz (77 ms) on 47m:14s:87ms - last changes:0ms
                            [RG_app]-> Set 13Hz (77 ms) on 47m:14s:172ms - last changes:0ms
                              [RG_app]-> Set 13Hz (77 ms) on 47m:14s:268ms - last changes:0ms
                                [RG_app]-> Set 13Hz (77 ms) on 47m:14s:353ms - last changes:0ms
                                  [RG_app]-> Set 13Hz (77 ms) on 47m:14s:434ms - last changes:0ms
                                    [RG_app]-> Set 13Hz (77 ms) on 47m:14s:524ms - last changes:0ms
                                      [RG_app]-> Set 13Hz (77 ms) on 47m:14s:617ms - last changes:0ms
                                        [RG_app]-> fragment time 1769ms ← 7
-----End-----

```

Рис. 3.7. Результати дослідження тривалості виконання процедур у програмно реалізованому методі налаштування оптимальної частоти слідування імпульсів струму подразнення тканин поля хірургічного втручання

На рисунку 3.7 цифрами позначено: 1) поточна ітерація циклу тринарного пошуку; 2) прогнозована тривалість ітерації; 3) поточна частота імпульсного струму для поточної ітерації; 4) поточний час виконання алгоритму; 5) тривалість попередньої ітерації; 6) загальна тривалість автоматичного налаштування електричного сигналу; 7) загальна тривалість інформаційного сигналу.

Як бачимо з рисунку 3.7, для кожної ітерації циклу тринарного пошуку (1) показано поточну частоту струму подразнення для цієї ітерації (3), прогнозовану тривалість ітерації на цій частоті (2) та поточний час виконання (4). Також було виміряно тривалість кожної ітерації (5). Також бачимо, що фактичні та прогнозовані тривалості ітерацій майже ідентичні. В загальному було виміряно сукупну тривалість циклу автоматичного налаштування електричного сигналу (6). Як показано, вона становила 545 мс, тоді як тривалість фрагмента інформаційного сигналу («вдихання» пацієнтом) (7) було тривалістю 1769 мс. Це означає, що протягом 1224 мс тривалості «вдихання» пацієнта тканини хірургічної рани подразнюються імпульсним струмом з оптимальною частотою слідування імпульсів.

3.4 Архітектура апаратного та програмного забезпечення

Розроблена архітектура апаратного забезпечення базується на раніше розробленій архітектурі та вдосконалена таким чином, щоб мінімізувати кількість апаратних компонентів. Це дало змогу розробити комплекс як єдиний пристрій формату «single box». Схематично архітектуру показано на рисунку 3.8.

Запропонована архітектура дозволяє усунути головний недолік попередньої – додатковий модуль візуалізації. Тепер він розміщений усередині корпусу і є частиною єдиного пристрою. Крім того, до складу пристрою додано внутрішній блок звукового сповіщення. Усе це дає можливість використовувати апаратну частину як один цілісний пристрій. Варто зазначити, що зв'язок між частиною, яка керує процесом генерації електричних імпульсів, і частиною, що

відповідає за обробку інформаційного сигналу, реалізовано на програмному рівні. Також в оновленій архітектурі використано Raspberry Pi 4 Model B 8GB, який має більший обсяг оперативної пам'яті та процесор з більшою продуктивністю через необхідність реалізації додаткових функцій: налаштування програмного налаштування частоти слідування імпульсів електричного струму подразнення тканин поля хірургічного втручання та обчислення відстані від точки подразнення тканин до ПГН.

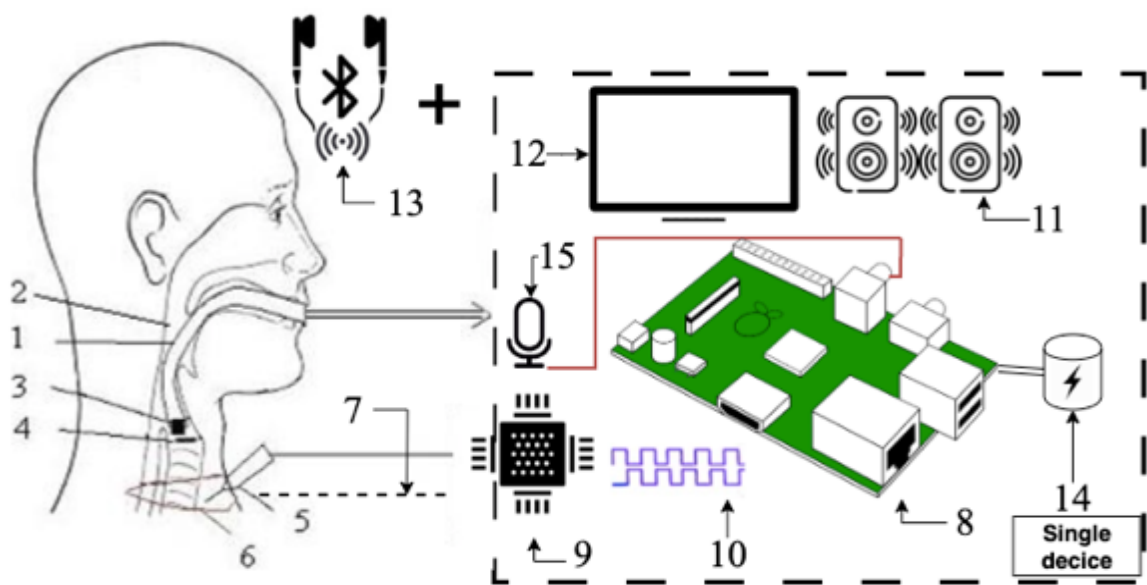


Рис. 3.8. Схематичне представлення архітектури апаратного забезпечення комплексу для інтраопераційного моніторингу ПГН

На рисунку 3.8 використано такі позначення:

- 1 ендотрахіальна дихальна трубка;
- 2 гортань пацієнта;
- 3 звуковий сенсор (мікрофон);
- 4 голосові зв'язки;
- 5 активний зонд, яким подразнюють тканини поля хірургічного втручання;
- 6 схематичне зображення поля хірургічного втручання;

- 7 пасивний зонд і точка його під'єднання;
- 8 одноплатний комп'ютер Raspberry Pi
- 9 аналоговий програмно керований генератор та підсилювач струму;
- 10 схематичне зображення форми струму подразнення, згенеровані Raspberry Pi керують генератором та підсилювачем струму);
- 11 внутрішній блок звукового інформування хірурга (внутрішні динаміки);
- 12 блок візуального інформування хірурга (монітор);
- 13 зовнішній блок звукового інформування хірурга (Bluetooth-навушники);
- 14 автономний блок живлення;
- 15 блок підсилення та перетворення акустичного аналогового сигналу зі звукового сенсора (мікрофона) до цифрового сигналу (може бути замінено пристроєм у вигляді звукової карти).

Візуальне представлення усіх компонент апаратного забезпечення для пристрою інтраопераційного моніторингу ПГН наведено на рис. 3.9.



Рис. 3.9. Візуальне представлення компонент апаратного забезпечення для пристрою інтраопераційного моніторингу ПГН

На рисунку 3.9 використано такі позначення:

- 1 Одноплатний комп'ютер;
- 2 Монітор;
- 3 Система охолодження;
- 4 Звукова карта;
- 5 Пам'ять;
- 6 Гучномовці;
- 7 Звуковий сенсор (Мікрофон);
- 8 Аудіо прийомо/передавач;
- 9 Корпус;
- 10 Джерело живлення.

У таблиці 3.7. наведено специфікацію основних компонент згідно розглянутої архітектури.

Таблиця 3.7.

Специфікація компонент апаратного забезпечення для пристрою
інтраопераційного моніторингу ППН

№	Тип компоненти	Опис
1	Одноплатний компютер	Raspberry Pi 4 Model B 8GB
2	Монітор	7inch LCD 800x480 DSI Touch Screen
3	Система охолодження	Active cooling system Raspberry Pi 4B/3B+/3B (19254)
4	Звукова карта	BauTech CM108 USB
5	Пам'ять	SanDisk microSDHC 32GB Extreme Pro A1 C10 V30 U3 100MB/s
6	Гучномовці	8Omh 5W Speaker + USB Sound Card
7	Звуковий сенсор (Мікрофон)	2E Maono ML020
8	Аудіо прийомо/передавач	VIKEFON KN321
9	Корпус	SmartiPi Touch 2 + Z5B PS 200x90x49
10	Джерело живлення	Power supply Raspberry Pi 4 Model B

Тепер перейдемо до опису архітектури програмного забезпечення, яке є складовою запропонованої інформаційної технології.

У попередній архітектурі окремий процес запускає підпроцес і взаємодіє з основним застосунком через базу даних Redis. Головний процес програми відповідає за моніторинг змін у Redis та перезапуск підпроцесу генератора імпульсів щоразу, коли відбуваються зміни [23]. Така архітектура використовує обмін даними між процесами за допомогою бази Redis [48]. Це призводило до збільшення часу, витраченого під час дослідження точок на полі хірургічного втручання. При реалізації алгоритму адаптивного програмного налаштування частоти слідування імпульсів електричного струму подразнення тканин, тривалі затримки при зміні частоти можуть спричиняти некоректну роботу вдосконаленого алгоритму налаштування параметрів електричного струму, тому ці затримки необхідно мінімізувати.

У вдосконаленій архітектурі програмного забезпечення зв'язок між функцією зміни частоти струму подразнення та функцією, яка стосується генерування прямокутних імпульсів забезпечено через використання `stdin/stdout` для міжпроцесної комунікації між з'єднаними через пайпи процесами [51, 57]. Це дозволяє мінімізувати часові затримки при зміні частоти струму подразнення. Також необхідно додати класи, та методи, які використовуємо для обчислення відстані між точкою подразнення та ПГН.

Діаграма компонентів програмного забезпечення пристрою для інтраопераційного моніторингу ПГН під час операції на щитоподібній залозі відображена на рисунку 3.10.

Програмне забезпечення функціонує під управлінням процесора CPU Quad-core Cortex-A72 (ARM v8) 1.5 GHz [96-97] одноплатного комп'ютера Raspberry Pi 4, Model B під керуванням Raspberry Pi OS - операційної системи на основі Debian [108].

Основною мовою програмування обрано Python. Крім того, операційна система Raspberry Pi OS оптимізована для програмного забезпечення, розробленого цією мовою.

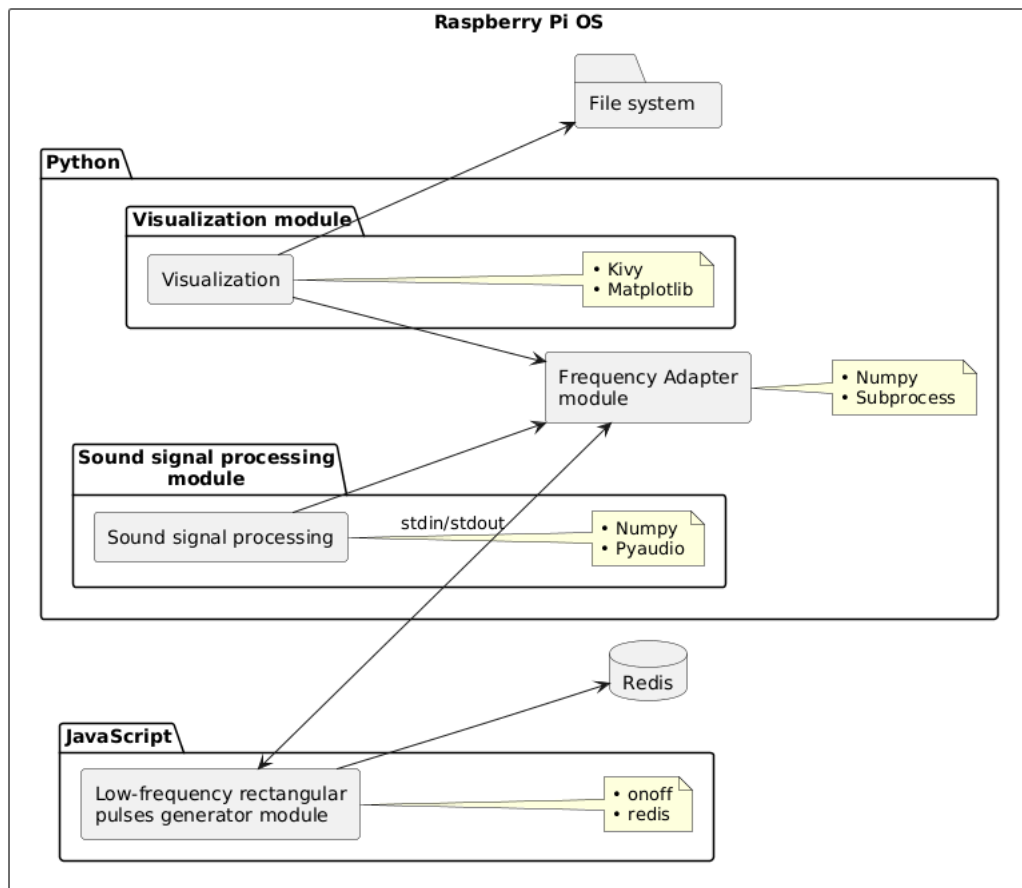


Рис. 3.10. Діаграма компонентів програмного забезпечення пристрою для інтраопераційного моніторингу ПГН

Основні бібліотеки, які використовуються під час розроблення програмного забезпечення, такі:

Kivy — відкрита програмна бібліотека для розробки настільних застосунків на різних платформах [61];

Numpy — бібліотека, що забезпечує інструменти для роботи з багатовимірними масивами [127];

Matplotlib — комплексна бібліотека для створення статичних, анімованих та інтерактивних візуалізацій [73];

Pyaudio — надає Python-обгортки для PortAudio v19, кросплатформної бібліотеки аудіо I/O [94];

Subprocess — дає змогу запускати, організовувати взаємодію та керувати підпроцесами в Python [107, 109].

Основна програма побудована як настільний застосунок на основі

бібліотеки **Kivy**. Архітектура базується на ООП (об'єктно-орієнтованому програмуванні) у поєднанні з EDA (архітектурою, керованою подіями) [61-62, 87]. Зв'язок між функцією управління процесом генерування імпульсного струму та функціоналом обробки інформаційного сигналу, забезпечується через stdin/stdout для міжпроцесної комунікації (IPC) між процесами, з'єднаними пайпами.

Усі модулі поділено на такі типи:

utils — реалізують бізнес-логіку застосунку, призначені для оброблення простих даних;

widgets — найменші складові візуалізації даних, відповідають за фрагменти інтерфейсу користувача;

screens — екрани застосунку, що поєднують віджети та організовують їх у певному порядку;

configs — статична інформація про застосунок: словники налаштувань тощо.

На рисунку 3.11 наведено вдосконалену архітектуру програмного забезпечення пристрою для інтраопераційного моніторингу ПГН, яка включає онтологічний модуль вибору параметрів та коефіцієнтів інтервальної моделі.

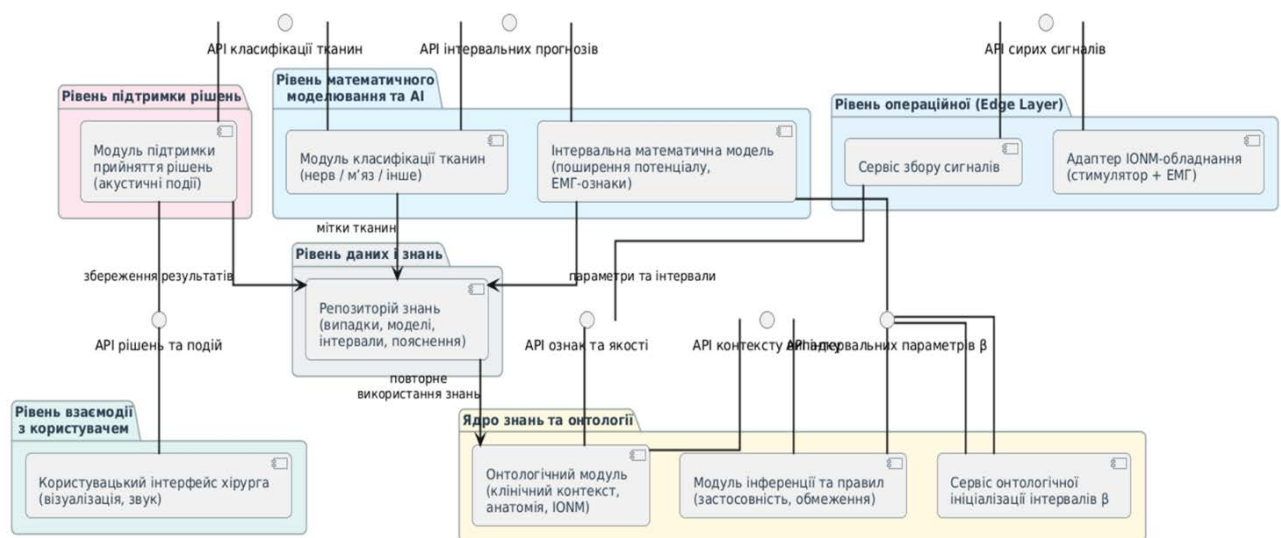


Рис. 3.11. Вдосконалена архітектура програмного забезпечення пристрою для інтраопераційного моніторингу ПГН

Діаграма класів розробленого програмного забезпечення, яка відображає додатковий опис архітектури ПЗ пристрою для інтраопераційного моніторингу ПГН зображено на рисунку 3.12.

Точкою входу в застосунок є модуль **App**. Взаємодія між модулями ґрунтується на пакеті **event_emitter** із використанням модуля **AppEvent**, який містить список усіх подій застосунку. Він запускає програму та організовує роботу всіх інших модулів.

Модуль **LowFrequencyGenerator** відповідає за генерацію прямокутних імпульсів. Цей модуль розроблений із використанням Node і працює як окремий процес, щоб не блокувати головний процес. Модуль **FrequencyAdapter** відповідає за його запуск і підтримку. Також він реалізує функцію керування процесом автоматичного налаштування електричного сигналу. Комунікація між цими двома модулями реалізована за принципом IPC.

Модуль **MainScreen** — відповідає за відображення головного екрана та розміщення всіх інших UI-модулів на ньому. UI-модулі мають префікс **Widget** у своїй назві та здебільшого відповідають за відображення інформації в тій чи іншій формі.

Модуль **Input** призначений для зчитування інформаційного сигналу зі звукової карти. Він побудований на основі бібліотеки **Pyaudio**. Після обробки інформаційного сигналу цей модуль виконує функцію графічного подання результату на відповідних віджетах.

Модуль **Output** призначений для подання результату класифікації у звуковій формі.

Модуль **Detector** виконує функції обчислення відстані від точки подразнення до ПГН та відповідно класифікації тканин поля хірургічного втручання. Також цей модуль взаємодіє з **FrequencyAdapter** для забезпечення зворотного зв'язку між частинами, відповідальними за генерацію прямокутних імпульсів і обробку інформаційного сигналу. Це робить можливим налаштування електричного струму відповідно до фізіологічних особливостей тканин поля хірургічного втручання пацієнта.

Модуль **AppConfig** відповідає за зберігання всіх налаштувань застосунку. Усі налаштування записуються до файлової системи. Це зроблено для того, щоб під час наступного запуску застосунку всі налаштування були збережені та застосовані автоматично. Крім того, цей модуль відповідає за збереження налаштувань у базі **Redis** для комунікації з іншими процедурами.

Модуль **AmplitudeWidget** виконує функції графічного відображення зміни амплітуди звукового сигналу в часі як реакції на стимуляцію тканин хірургічної рани. За допомогою бібліотеки **Matplotlib** будується графік зміни амплітуди звукового сигналу залежно від часу. Для відображення цих змін у реальному часі використовується механізм Clock бібліотеки Kivy для створення інтервалів, з якими графік оновлюється через певні проміжки часу. Модулі **Fragment** і **FragmentSpectrum** використовують аналогічний механізм для оновлення своїх графіків.

Модуль **FragmentWidget** відповідає за відображення фрагмента зміни амплітуди звукового сигналу під час поточного «вдихання» чи «видихання» пацієнта. Для цього використовується графіки plot бібліотеки **Matplotlib**.

Модуль **FragmentSpectrumWidget** виконує функцію відображення спектра фрагмента інформаційного сигналу під час поточного «вдихання» чи «видихання» пацієнта.

Модулі **InputBottomSheetWidget** і **OutputBottomSheetWidget** дають змогу налаштовувати звукову карту, мікрофон і динаміки. Модуль **FreqBottomSheetWidget** відповідає за керування частотою генерації електричних імпульсів, а модуль **TransBottomSheetWidget** — за вибір мови інтерфейсу застосунку.

Модуль **FrequencyAdapterWidget** виконує функції візуалізації зміни частоти генерації прямокутних імпульсів у реальному часі. Також використовує бібліотеку **Matplotlib** для побудови графіків.

Для автоматичного запуску під час увімкнення пристрою застосовується бібліотека **pm2**. Бібліотека **PM2** - це демон-процес-менеджер, що допомагає керувати застосунками та підтримувати їх у роботі [87].

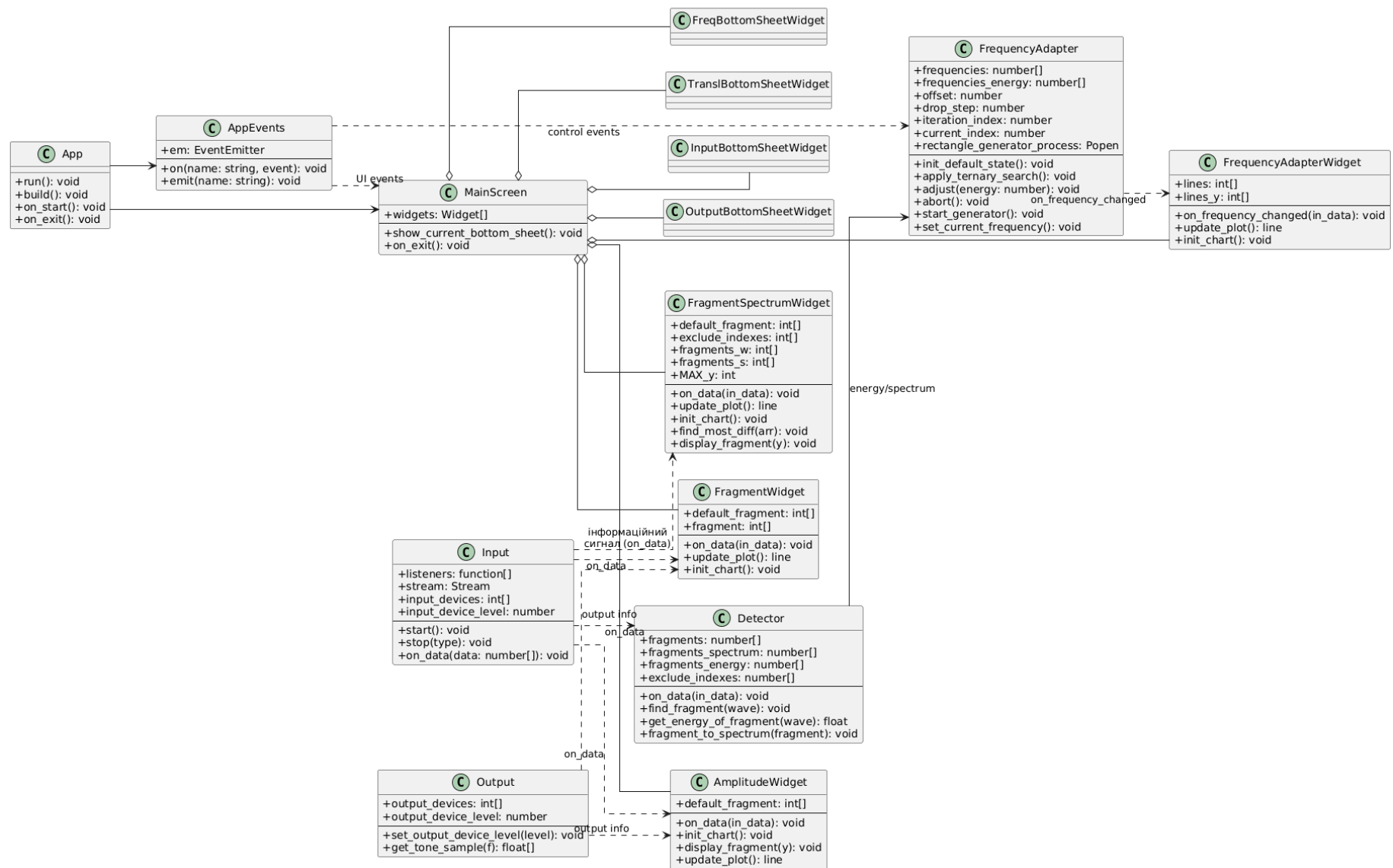


Рис. 3.12. Діаграма класів програмного забезпечення пристрою для інтраопераційного моніторингу ПГН.

Спочатку ініціалізується доступ до бази Redis та підпрограма генерації прямокутних імпульсів. Після цього запускається основна програма. Крім автоматичного запуску, можливий і ручний. Для цього був розроблений десктопний лаунчер для операційної системи Raspbian.

3.5 Висновки до розділу 3

1. Запропоновано та обгрунтовано удосконалену інформаційну технологію інтраопераційного моніторингу ПГН під час операції на щитоподібній залозі, яка на відміну від існуючих забезпечує адаптивне та програмне налаштування частоти імпульсного струму для подразнення тканин поля хірургічного втручання та обчислення відстані від точки подразнення до ПГН на основі математичної моделі поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного втручання, що у сукупності забезпечує підвищення точності класифікації тканин та зниження ризику ушкодження ПГН.

2. Вперше запропоновано та обгрунтовано метод та алгоритм оптимального програмного налаштування частоти слідування імпульсів електричного струму, яким подразнюють тканини поля хірургічного втручання під час інтраопераційного моніторингу ПГН, який на відміну від існуючих адаптує параметри імпульсного струму під електрофізіологічні характеристики тканин поля хірургічного втручання конкретного пацієнта, що забезпечує підвищення чутливості тканин до подразнення і в цілому зниження ризику пошкодження ПГН.

3. Удосконалено архітектуру програмного та апаратного забезпечення пристрою підтримки інтраопераційного моніторингу ПГН, які на відміну від існуючих забезпечили цілісне функціонування комплексу, реалізацію функцій адаптації параметрів імпульсного струму під електрофізіологічні характеристики тканин поля хірургічного втручання конкретного пацієнта та обчислення відстані від точки подразнення до ПГН, що у сукупності підвищило характеристику ужиткованості користувачем системи підтримки інтраопераційного моніторингу і можливість зниження ризику пошкодження

ПГН.

4. Визначено характеристики компонент апаратного забезпечення для пристрою інтраопераційного моніторингу ПГН, які забезпечують цілісне функціонування комплексу в режимі онлайн та наведено їх специфікацію.

РОЗДІЛ 4

СИСТЕМИ ПІДТРИМКИ ІНТРАОПЕРАЦІЙНОГО МОНІТОРИНГУ ПІД ЧАС ОПЕРАЦІЇ НА ЩИТОПОДІБНІЙ ЗАЛОЗІ

У цьому розділі наведено особливості побудови програмно-апаратного комплексу інтраопераційного моніторингу ПГН та організації користувацького інтерфейсу. Наведено основні його функції та вказівки до послідовності використання. Далі наведено приклад побудови інтервальної моделі поширення електричного потенціалу та формування акустичного сигналу в інформаційній технології інтраопераційного моніторингу ПГН, який ґрунтується на використанні онтологічного опису показів до оперативного втручання на щитоподібній залозі. Також онтологічний опис містить особливості гортані та деякі електрофізіологічні властивості тканин поля хірургічного втручання.

У завершальній частині розділу наведено результати дослідження ефективності використання програмно апаратного комплексу інтраопераційного моніторингу ПГН. Порівняльна оцінка кількості парезів гортані та спричинених ними порушень фонації після хірургічного лікування зоба у двох групах за період з 2009 по 2023 рік. Перша група включала пацієнтів, у яких ПГН (поворотний гортанний нерв) визначали лише візуально під час операції на щитоподібній залозі. Для профілактики ушкоджень ЗПГН (зовнішньої гілки верхнього гортанного нерва) застосовували метод поступового та роздільного лігування верхньої щитоподібної артерії та її гілок на капсулі щитоподібної залози без візуальної ідентифікації нерва. Друга група включала пацієнтів, яким проводили операції на щитоподібній залозі з використанням ІОНМ поворотних гортанних нервів і зовнішніх гілок верхніх гортанних нервів із використанням розробленого програмно-апаратного комплексу. На основі цього порівняння наведено результати, які підтверджують ефективність застосування розроблено програмно-апаратного комплексу.

Результати досліджень цього розділу опубліковано автором у працях [22, 30, 37-38, 40-41, 92, 104, 106, 123].

4.1 Особливості використання програмно-апаратного комплексу інтраопераційного моніторингу ПГН та організації користувацького інтерфейсу

Як вже зазначалося у попередньому підрозділі, розроблена система підтримки інтраопераційного моніторингу у складі програмного та апаратного забезпечення функціонує як цілісний пристрій, який має додатковий функціонал у порівнянні із відомими системами.

На рисунку 4.1 наведено зовнішній вигляд (фото) розробленого пристрою.



Рис. 4.1. Розроблений пристрій для інтраопераційного моніторингу ПГН в процесі проведення операцій на щитоподібній залозі із додатковими функціями

Розглянемо основні функції розробленого пристрою, зокрема його програмного забезпечення:

- програмне управління процесом генерування імпульсного електричного струму з метою подразнення тканин поля хірургічного втручання;

- програмне налаштування оптимальної частоти імпульсного струму, з метою адаптації під електрофізіологічні властивості тканин поля хірургічного втручання пацієнта та досягнення максимальної чутливості щодо реакції на подразнення у вихідному акустичному сигналі;
- отримання за допомогою звукового сенсору інформаційного (акустичного) сигналу – реакції на подразнення тканин поля хірургічного втручання, перетворення цього сигналу до цифрового вигляду;
- виведення акустичного сигналу на звуковий пристрій (як зовнішній - навушники, так і внутрішній - гучномовці), з метою грубої оцінки характеру тканин точки подразнення користувачем (хірургом, чи асистентом хірурга);
- опрацювання інформаційного сигналу, перетвореного до цифрового вигляду, з метою сегментації, визначення амплітуди та основної спектральної складової з максимальною амплітудою;
- обчислення відстані від точки подразнення на полі хірургічної рани до ПГН та класифікація тканин у точці подразнення;
- візуалізація результатів опрацювання інформаційного сигналу: типу тканини та відстані від точки подразнення до ПГН; максимальної амплітуди інформаційного сигналу; сегментованого фрагменту інформаційного сигналу; спектру інформаційного сигналу з вказанням амплітуди основної спектральної складової; отриманої частоти імпульсного сигналу, яким подразнюють тканини поля хірургічного втручання;
- запис усіх результатів подразнення тканин у файл.

Також у пристрої реалізовано додаткові можливості не функціонального типу:

- локалізація застосунку (змінa мови інтерфейсу);
- ручне встановлення частоти подразнення (як додаткова опція);
- автоматичний запуск під час увімкнення пристрою.

Програмне забезпечення пристрою є настільним застосунком. Воно запускається разом із запуском пристрою. Зображення на моніторі має три

основні області та елементи керування внизу монітора. Панель керування містить кнопку для запуску запису, елементи вибору мікрофона та гучномовців.

На рис. 4.2 – 4.4 наведено елементи графічного інтерфейсу розробленого пристрою

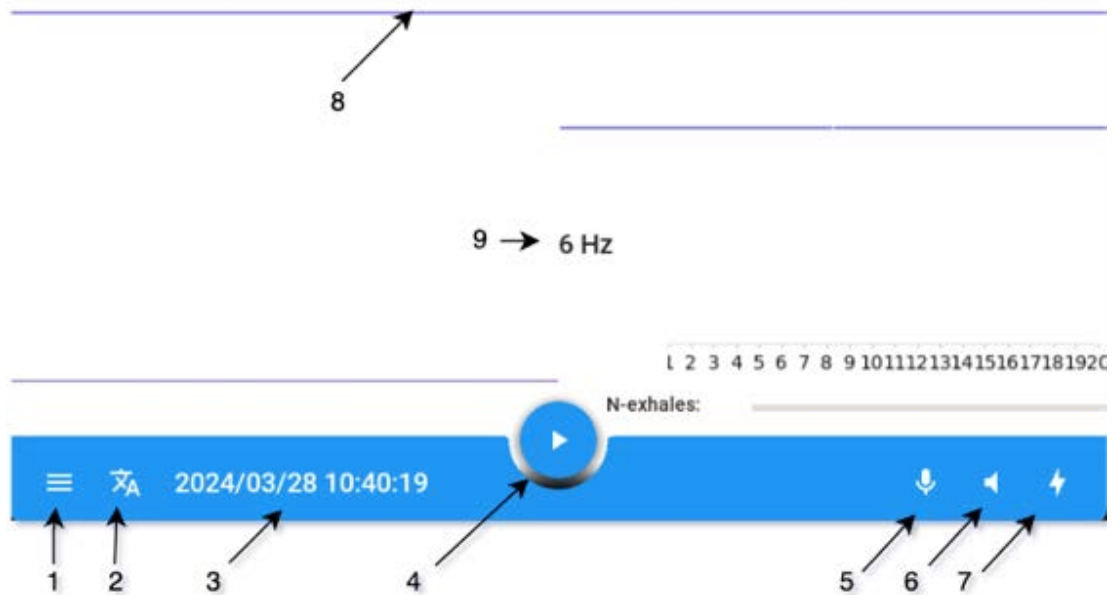


Рис. 4.2. Головне вікно на екрані монітора

На рисунку 4.2 використано такі позначення:

- 1) меню навігації;
- 2) меню локалізації;
- 3) поточна дата проведення операції;
- 4) кнопка запуску запису;
- 5) меню налаштування звукового сенсора
- 6) меню налаштування гучномовців
- 7) меню налаштування процесів генерування імпульсного електричного струму;
- 8) візуальне відображення інформаційного сигналу
- 9) індикація встановленої частоти імпульсного електричного струму.

Щоб розпочати роботу пристрою, потрібно натиснути кнопку запуску

запису (див. рисунок 4.2). Застосунок розпочне запис і відображення результатів на екрані та в гучномовцях. У верхній частині екрана відображено часовий вигляд інформаційного сигналу. На головному екрані також відображається інформація про частоту генерації прямокутних імпульсів.

На рисунку 3.3 зображено головне вікно (екран) застосунку в режимі подразнення тканин поля хірургічного втручання. При цьому використано такі позначення:

- 1,2) фрагмент інформаційного сигналу (сегмент типу 1 при подразненні ПГН, сегмент типу 2 при подразненні інших тканин);
- 3) спектр інформаційного сигналу;
- 4) обчислена енергія в околі основної спектральної складової інформаційного сигналу та на її основі оцінка відстані до ПГН.

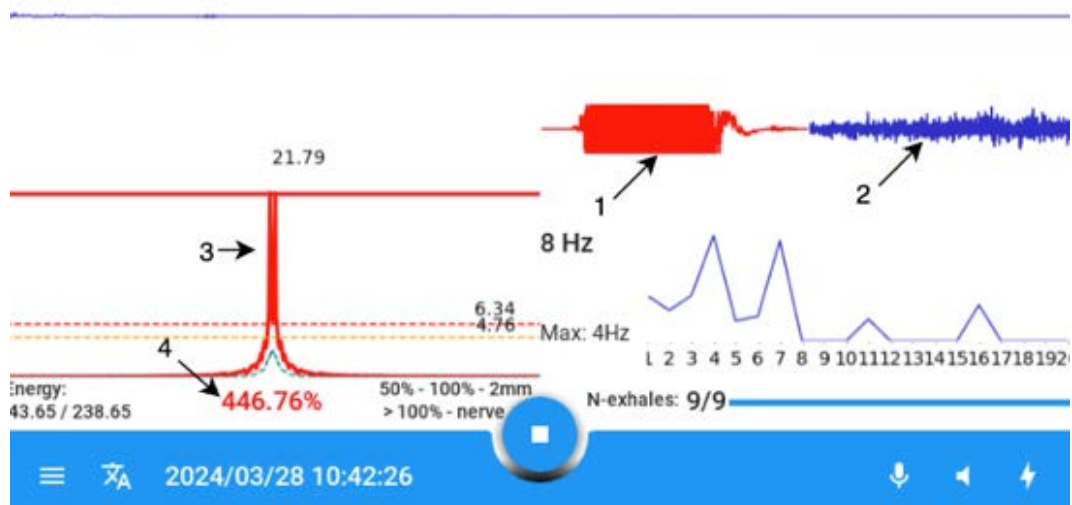


Рис. 4.3. Головне вікно (екран) застосунку в режимі подразнення тканин поля хірургічного втручання

Програмне забезпечення також дає змогу вибрати джерело зчитування звукового сигналу та налаштувати його чутливість. Також можна вибрати тип пристрою виведення результату класифікації тканин поля хірургічного втручання (гучномовці чи навушники) та налаштувати їхню гучність. Меню

налаштувань програмним управлінням процесом генерування імпульсного електричного струму з метою подразнення тканин поля хірургічного втручання дає можливість вимкнути алгоритм автоматичного налаштування частоти генерації. У такому разі можна вручну встановити потрібну частоту. Меню локалізації дає змогу вибрати мову інтерфейсу. Після вибору мови інтерфейс буде змінено негайно, без потреби перезапускати застосунок.

Екранні форми зазначених налаштувань наведено на рисунку 4.4.

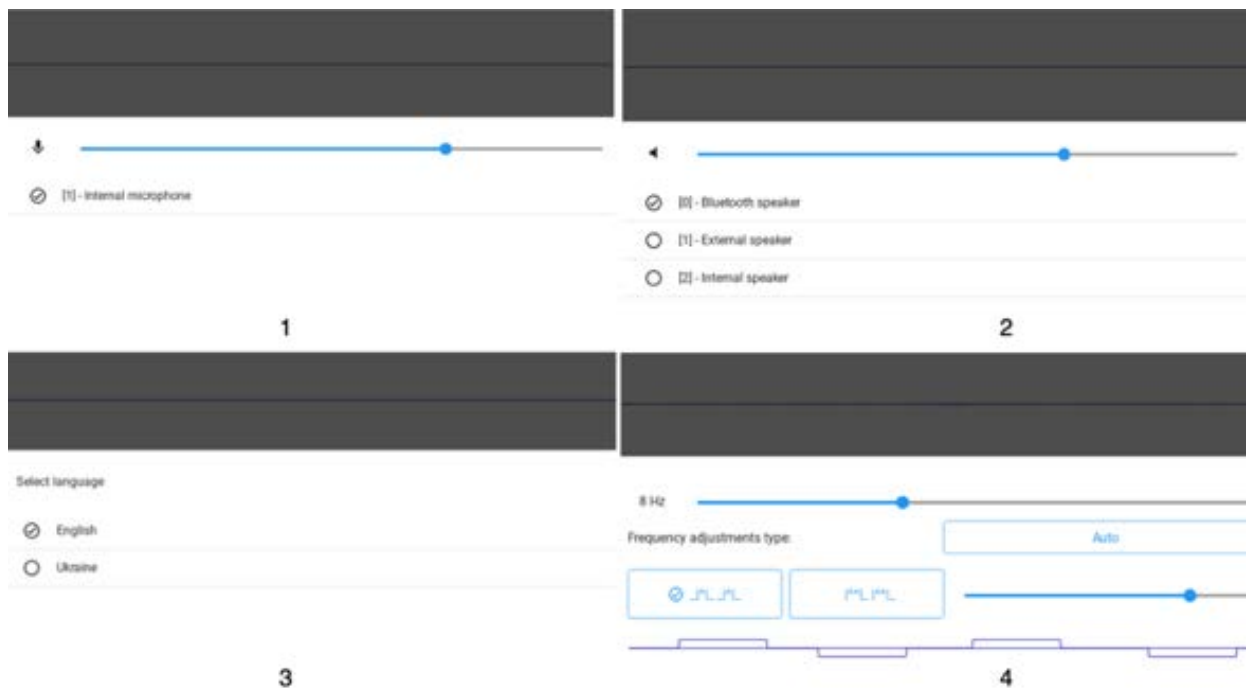


Рис. 4.4. Вікна (екрани) налаштувань застосунку

На рис. 4.4 використано такі позначення:

1. форма екрана налаштування звукового сенсора;
2. форма екрана налаштування роботи гучномовців;
3. форма екрана локалізації застосунку;
4. форма екрана для меню налаштувань програмним управлінням процесом генерування імпульсного електричного струму з метою подразнення тканин поля хірургічного втручання.

Застосування розробленого програмно-апаратного комплексу для

інтраопераційного моніторингу ПГН проведено в медичному центрі «VITASANA» у місті Тернопіль. Результати валідації комплексу наведено у наступних підрозділах.

4.2 Верифікація інтервальної моделі поширення електричного потенціалу та формування акустичного сигналу в інформаційній технології інтраопераційного моніторингу ПГН

Інтервальна модель поширення електричного потенціалу в тканинах операційного поля та формування акустичного сигналу в ІТ інтраопераційного нейромоніторингу ПГН використовується для прийняття рішень у реальному часі. На відміну від класичних (точкових) моделей, інтервальний підхід формує гарантовані оцінки вихідних величин з урахуванням невизначеностей: варіабельності анатомії, електрофізіологічних параметрів тканин, параметрів стимуляції, умов операції, а також шумів вимірювань акустичного сигналу.

Під час проведення операцій, безпосереднє повторне розв'язування оптимізаційної процедури (2.8) із формуванням обмежень (2.9) “з нуля” для кожного пацієнта є практично неприйнятним в умовах реального часу. Для вирішення цієї проблеми використовується онтологічний модуль, який виконує попередню ініціалізацію параметрів $\vec{\beta} = \hat{\beta}_0, \hat{\beta}_1, \hat{\beta}_2, \hat{\beta}_3, \hat{\beta}_4$. Онтологічний підхід дозволяє виконати попередню ініціалізацію цих параметрів на основі профілю конкретного випадку. Це забезпечує коректність і сумісність інтервалів з правилами застосовності моделі, а також підвищує шанси того, що інтервальний прогноз буде одночасно “гарантованим” і “інформативним”.

Для проведення експериментальних досліджень використовувався набір інтраопераційних клінічних випадків, отриманих під час хірургічних втручань на щитоподібній та паращитовидній залозах із застосуванням інтраопераційного нейромоніторингу. Кожен випадок розглядався як окремий онтологічно описаний об'єкт. Експериментальні дані включали (рисунк 4.5):

- персональні та клінічні характеристики пацієнтів (вік, супутні

захворювання, покази до операції);

- параметри хірургічного втручання (тип операції, складність операційного поля, доступ);

- анатомічні особливості (типовий/нетиповий хід ПГН, глибина залягання);

- дані інтраопераційного нейромоніторингу (амплітуда акустичного сигналу, співвідношення сигнал/шум, параметри стимуляції);

- події формування акустичного сигналу (час, умови спрацювання, стабільність).

The form is divided into two main sections: 'ПАЦІЄНТ І КОНТЕКСТ' (Patient and Context) and 'ОПЕРАЦІЯ' (Operation).

ПАЦІЄНТ І КОНТЕКСТ

- Age (роки, інтервал)**: Two input fields with values 45 and 52.
- Sex**: A dropdown menu with the value 'жіноча' (female).
- BMI (кг/м², інтервал)**: Two input fields with values 26,5 and 28.
- ComorbidityIndex**: An input field with the value 3.
- ClinicalIndication**: A dropdown menu with the value 'вузловий зоб' (nodular goiter).
- FunctionalLimitation**: A dropdown menu with the value 'ні' (none).

Використовується у правилах клінічного ризику, а також у ранжуванні моделей.

ОПЕРАЦІЯ

- ProcedureType**: A dropdown menu with the value 'тиреоїдектомія' (thyroidectomy).
- SurgicalAccess**: A dropdown menu with the value 'цервікальний' (cervical).
- OperationDuration (хв, інтервал)**: Two input fields with values 85 and 110.
- SurgicalFieldComplexity**: A dropdown menu with the value 'підвищена' (increased).
- Нотатки (опційно)**: A text area containing the text 'Щільні тканини, обмежена візуалізація, потрібна робастність до шуму.' (Dense tissues, limited visualization, robustness to noise is required).

Впливає на робастність/пріоритет моделей та ширину інтервалів.

Рис. 4.5. Формування основних показників відповідно до клінічного випадку

Усі зазначені дані були формалізовані у вигляді онтологічних фактів та інтервальних значень, що дозволило уникнути втрати контекстної інформації на етапі аналізу.

Експериментальна верифікація проводилась із застосуванням онтологічного підходу як центрального елементу управління процесом

моделювання. Для кожного клінічного випадку формувався онтологічний профіль, що містив узгоджений опис пацієнта, хірургічного контексту, анатомічних характеристик та параметрів нейромоніторингу.

На основі сформованого профілю виконувалася інференція правил застосовності, у результаті якої визначався допустимий клас інтервальної математичної моделі, обирались шаблони інтервальних параметрів, а також виконувалася онтологічна ініціалізація коефіцієнтів $\vec{\beta} = \hat{\beta}_0, \hat{\beta}_1, \hat{\beta}_2, \hat{\beta}_3, \hat{\beta}_4$. Процедура реалізації інференції представлена на рисунку 4.6.

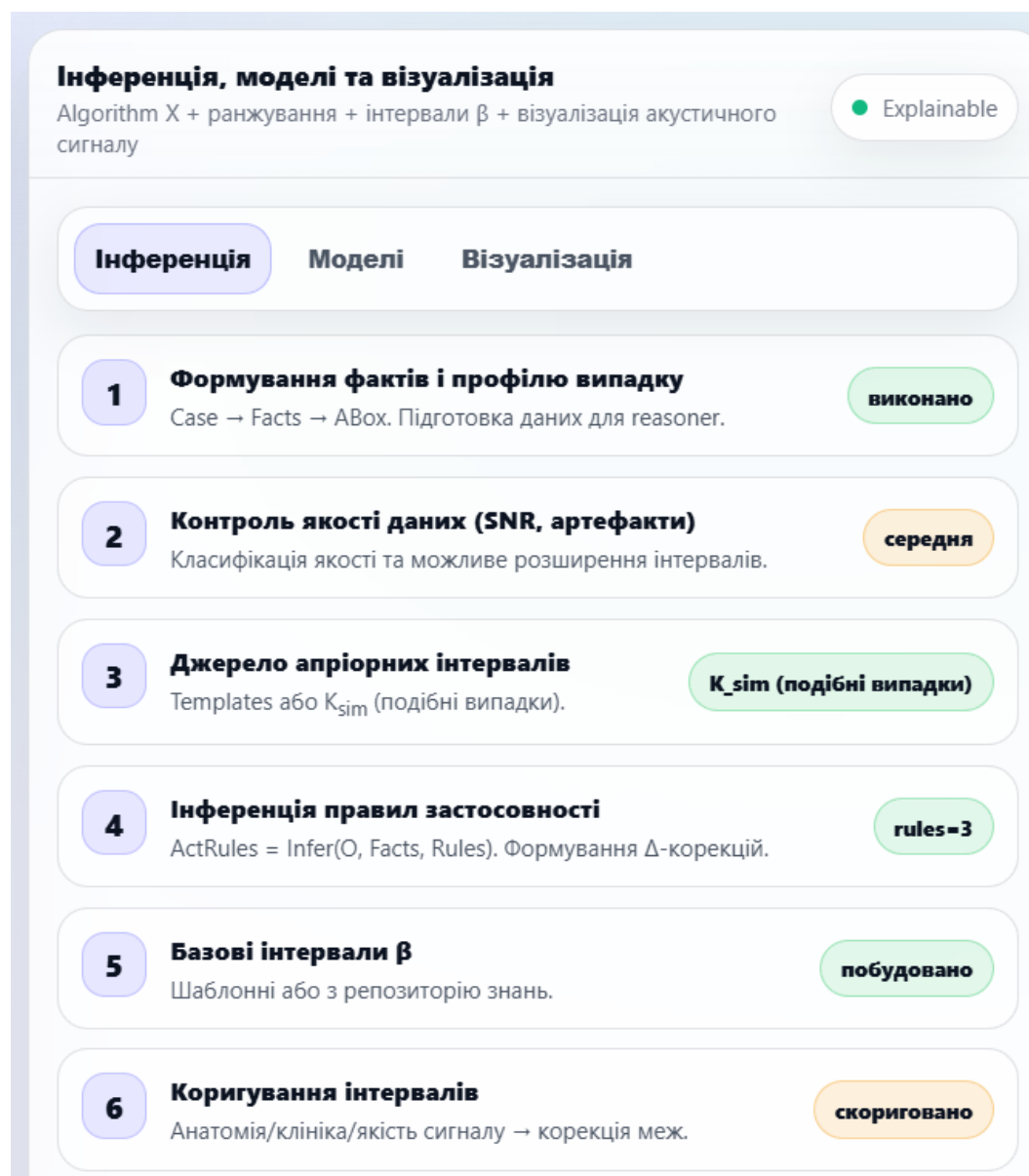


Рис. 4.6. Процедура реалізації інференції відповідно до клінічного випадку

Таким чином, у процесі експерименту перевірялась не лише математична модель, а й коректність онтологічних правил та їх вплив на результати моделювання.

У ході досліджень було розглянуто декілька типових сценаріїв, що відрізнялися онтологічним контекстом. У випадках із простою анатомією, високою якістю акустичного сигналу та низькою складністю операційного поля онтологічна інференція приводила до вибору стандартного класу інтервальної моделі з відносно вузькими інтервалами коефіцієнтів. Експериментально підтверджено, що в таких умовах модель забезпечує високе покриття вимірювань при мінімальній ширині інтервальних прогнозів, а акустичні сигнали характеризуються високою стабільністю.

Для сценаріїв зі складним операційним полем, нетиповим ходом ПГН та низьким співвідношенням сигнал/шум онтологічні правила активували вибір робастного класу інтервальної моделі. Коефіцієнти $\vec{\beta} = \hat{\beta}_0, \hat{\beta}_1, \hat{\beta}_2, \hat{\beta}_3, \hat{\beta}_4$ при цьому змінювалися в процесі повторної онтологічної інференції, що дозволяло зберегти гарантоване покриття вимірювань та зменшити кількість хибних акустичних спрацювань, рисунок 4.7.

Результати експериментальних досліджень показали, що використання онтології суттєво підвищує якість верифікації інтервальної моделі. Онтологія виконує роль семантичного регулятора, який адаптує модель до конкретного клінічного контексту, керує процесом вибору коефіцієнтів моделі, а також забезпечує пояснюваність результатів і можливість їх аналізу з позиції предметної області.

На відміну від підходів із фіксованими інтервальними параметрами, онтологічно-орієнтована ініціалізація дозволила зменшити надмірний час побудови моделі без втрати гарантованої точності.

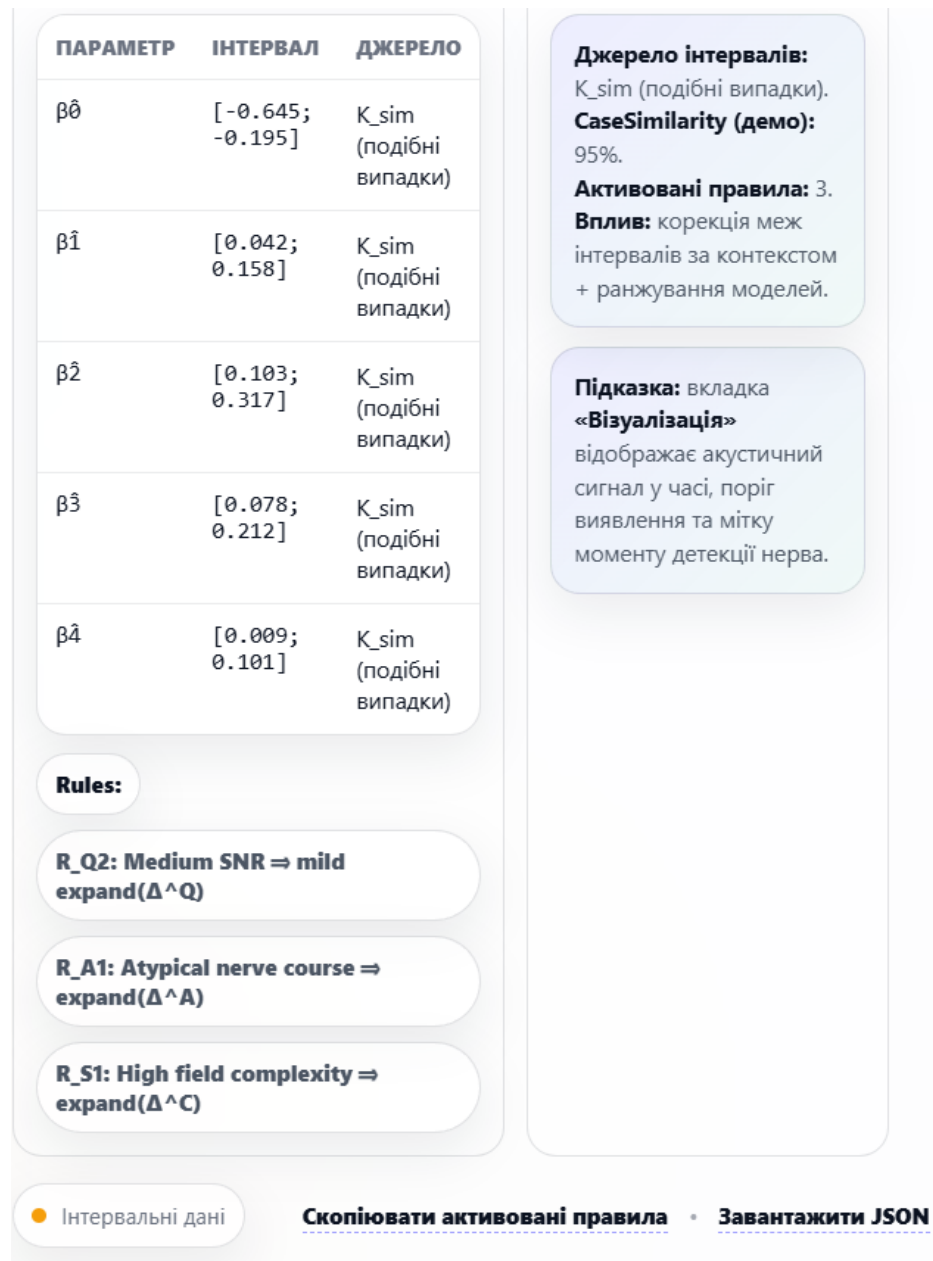


Рис. 4.7. Візуалізація процедури вибору коефіцієнтів $\vec{\beta} = \beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$

На рисунку 4.8. представлено графік, який підтверджує теоретично отриману експоненційно-логарифмічну залежність між амплітудою акустичного сигналу та відстанню від точки електричного подразнення до поворотного гортанного нерва. Зростання амплітуди сигналу відповідає зменшенню відстані до нерва, що узгоджується з фізичною моделлю поширення електричного потенціалу в біологічних тканинах.

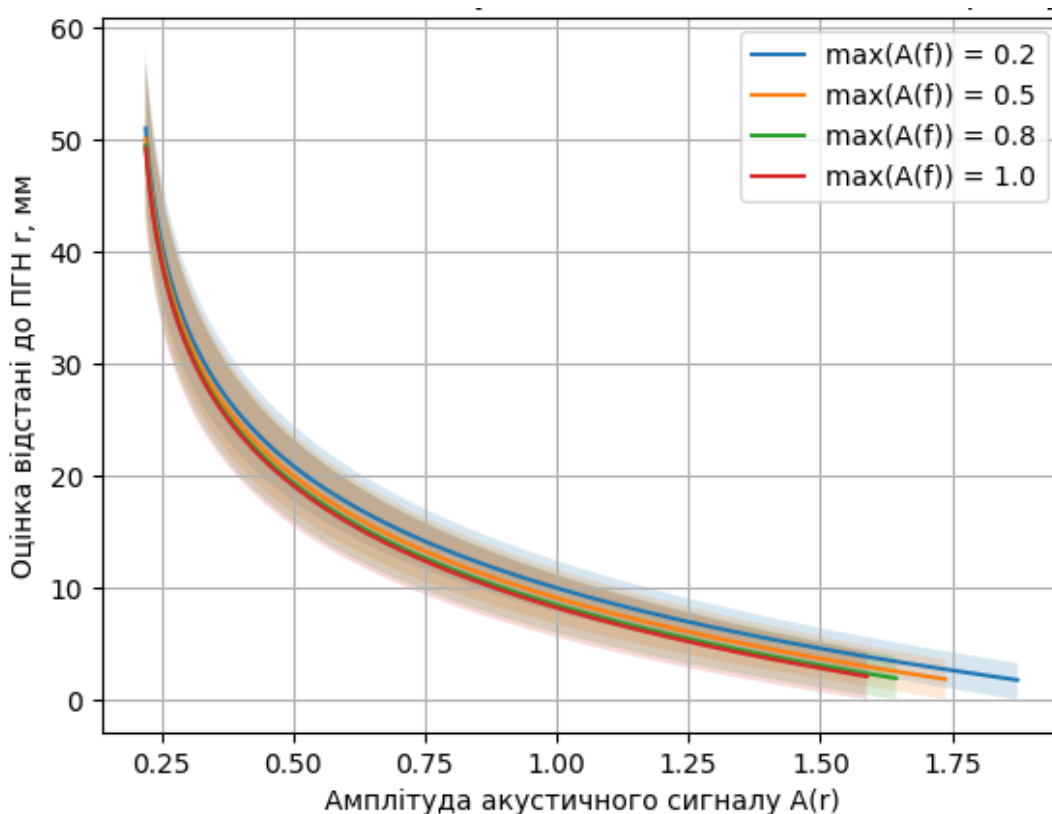


Рис. 4.8. Залежність відстані до ПГН від амплітуди акустичного сигналу

На рисунку 4.9. представлено результати ініціалізації параметрів моделі, підбору відповідних коефіцієнтів, інференції моделі та відповідна візуалізація залежності відстані до ПГН від амплітуди акустичного сигналу в розроблено онтологічно-керованому середовищі.

Отримані результати підтверджують доцільність інтеграції онтології в процедури верифікації та обґрунтовують її використання як ключового компонента інформаційної технології інтраопераційного нейромоніторингу.

Важливою особливістю запропонованого підходу є інтеграція математичної моделі в онтологічно-кероване середовище моделювання, яке формалізує знання про анатомічні структури, фізіологічні властивості тканин, параметри електричної стимуляції, характеристики акустичного сигналу та взаємозв'язки між ними. Використання прикладної онтології дозволяє уніфікувати опис даних клінічних спостережень, параметрів моделі та результатів обчислень, а також забезпечує керовану адаптацію моделі до індивідуальних особливостей пацієнта.

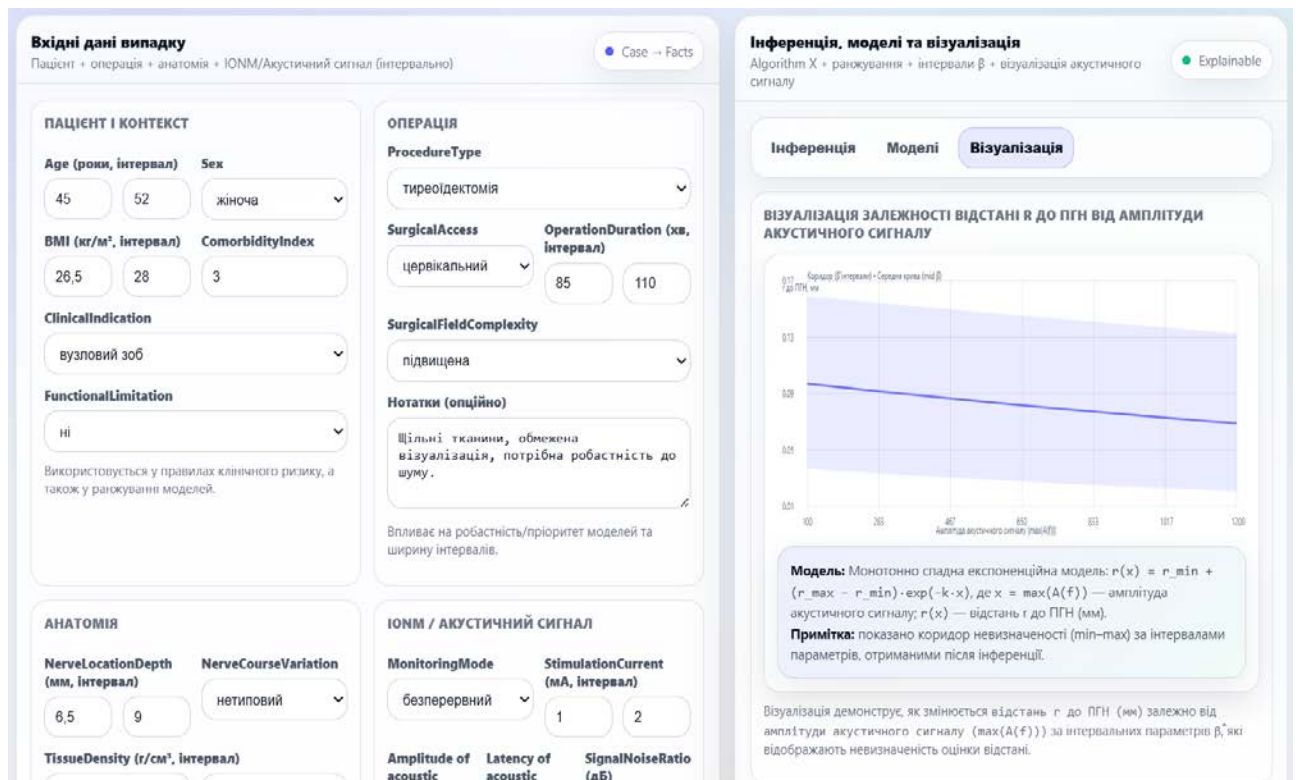


Рис. 4.9. Онтологічно-кероване середовище для побудови моделі визначення відстані до ПГН

Застосування онтологічно-керованого середовища створює передумови для автоматизованого вибору структури моделі, інтервальних параметрів та методів ідентифікації на основі контексту хірургічного втручання. Це, у свою чергу, підвищує відтворюваність результатів, спрощує інтеграцію запропонованої інформаційної технології в клінічні системи підтримки прийняття рішень і забезпечує масштабованість підходу для широкого кола пацієнтів без збільшення тривалості оперативного втручання.

Загалом, поєднання інтервального математичного моделювання з онтологічно-керованим середовищем моделювання підтверджує ефективність запропонованого підходу та формує науково-методичну основу для підвищення точності, безпеки та інтелектуалізації інтраопераційного моніторингу поворотного гортанного нерва під час хірургічних втручань на щитоподібній залозі.

4.3 Дослідження ефективності використання програмно апаратного комплексу інтраопераційного моніторингу ПГН

Порівняльна оцінка кількості парезів гортані та спричинених ними порушень фонації після хірургічного лікування зоба у двох групах за період з 2009 по 2023 рік. Перша група включала 208 пацієнтів віком від 28 до 73 років, у яких ПГН (поворотний гортанний нерв) визначали лише візуально під час операції на щитоподібній залозі.

Для профілактики ушкоджень ЗГВГН (зовнішньої гілки верхнього гортанного нерва) застосовували метод поступового та роздільного лігування верхньої щитоподібної артерії та її гілок на капсулі щитоподібної залози без візуальної ідентифікації нерва.

Друга група включала 201 пацієнта віком від 23 до 68 років, яким проводили операції на щитоподібній залозі з використанням інтраопераційного нейромоніторингу (ІОНМ) поворотних гортанних нервів і зовнішніх гілок верхніх гортанних нервів за авторською методикою.

Ідентифікацію гортанних нервів виконували у вибраних анатомічних ділянках (рисунок 4.10) [131].

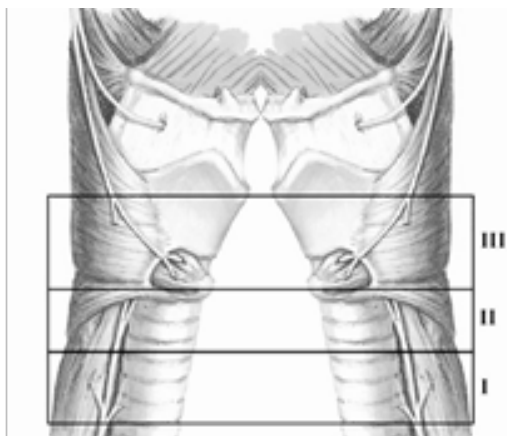


Рис. 4.10. Области вивчення для ідентифікації ПГН: I - нижні полюси щитоподібної залози; II - зв'язки Беррі та місце входження поворотного нерва в гортань; III - верхні полюси щитоподібної залози, зовнішня гілка верхнього гортанного нерва.

Нерви вважалися ідентифікованими, коли ІОНМ вказував на електричну стимуляцію нерва або на його місцезнаходження серед тканин поляхірургічної рани [131]. У разі відсутності відповіді гортанних м'язів на електричну стимуляцію нерви вважалися не ідентифікованими. Також досліджували частоту варіантів екстрагортанних гілок поворотного гортанного нерва та можливість їх ідентифікації за допомогою ІОНМ.

У обох групах пацієнтів через шість місяців після операції, за даними клінічних оглядів та непрямой ларингоскопії, оцінювалися порушення фонації та їхня кількість, яка на цей період, могла бути обумовлена виключно інтраопераційними ушкодженнями гортанних нервів.

У першій групі 7 (3,4%) пацієнтів скаржилися на постійну охриплість, що виникла відразу після хірургічного лікування зоба у вигляді гемі- або тотальної тиреоїдектомії. Ще 15 (7,2%) пацієнтів турбувала нездатність відтворювати високі звуки. Непряма ларингоскопія у пацієнтів з охриплістю виявила парез однієї з гортанних зв'язок. Таким чином, загалом порушення фонації у пацієнтів першої групи спостерігалися у 22 випадках, що становило **10,6%** від числа оперованих пацієнтів.

Двобічні ушкодження поворотних нервів та їх поєднання з ушкодженнями ПГН не спостерігалися. Аналіз показав, що ушкодження гортанних нервів не залежать від нозологічної одиниці патології щитоподібної залози, з приводу якої проводилося хірургічне лікування.

У другій групі порівнювали клінічні прояви ушкоджень гортанних нервів та порушень фонації з результатами ІОНМ. Результати досліджень наведено в таблиці 4.1.

Дослідження показали, що у 3 (**1,5%**) пацієнтів діагностовано порушення фонації через травму поворотного нерва та парез однієї з голосових складок. При порівнянні з результатами ІОНМ було виявлено, що в одному з цих випадків поворотний нерв був ідентифікований, а в двох — не ідентифікований. Поставало питання, чому при ідентифікації поворотного нерва клінічно виявляється парез голосової складки з цієї сторони. Ми, як і деякі автори [7, 93,

122, 131], вважаємо, що така ситуація можлива, коли на ушкодженному (перерваному) нерві його проксимальний сегмент піддається стимуляції.

Слід зазначити, що було п'ять не ідентифікованих поворотних нервів, і три з них не мали порушень фонації. Це дає підстави підтримати переважну думку в літературі, що основною причиною не ідентифікації гортанних нервів є особливості топографічних та анатомічних змін між органами ший через клінічну форму зоба в кожному випадку, а також анатомічні варіації розташування та входу нервів у гортань [136].

Іншою можливою причиною не ідентифікації ПГН є їх ушкодження до проведення операції, тобто під час проведення попереднього оперативного втручання.

Таблиця 4.1.

Результати інтраопераційного нейромоніторингу ПГН

Клінічні форми зоба та кількість випадків			І ділянка		ІІ ділянка	
Клінічні форми зоба	Кількість пацієнтів	Кількість нервів на кількість пацієнтів	Ідентифіковано нерв	Не ідентифіковано	Ідентифіковано нерв	Не ідентифіковано
I	52	52	51 (99,0 %)	1 (1,0 %)	52 (100,0 %)	–
II	62	124	112 (90,3 %)	12 (9,7 %)	123 (99,0 %)	1 (1,0 %)
III	34	68	65 (95,6 %)	3 (4,4 %)	67 (99,0 %)	1 (1,0 %)
IV	27	54	54 (100,0 %)	–	53 (98,1 %)	1 (1,9 %)
V	19	38	38 (100,0 %)	–	38 (100,0 %)	–
VI	7	14	9 (64,3 %)	5 (35,7 %)	12 (85,8 %)	2 (14,2 %)
Сумарно	201	350	331 (94,6 %)	19 (5,4 %)	345 (98,6 %)	5 (1,4 %)

Примітка. Тут і в таблиці 4.2: I — вузловий односторонній зоб; II — вузловий двосторонній зоб; III — рак щитоподібної залози; IV — змішаний токсичний зоб; V — дифузний токсичний зоб; VI — рецидивний двосторонній зоб.

У 6 (3,0%) випадках із 201 оперованого пацієнта вони скаржилися на неможливість відтворювати високі звуки. Порівняльний аналіз з даними ІОНМ показав, що в усіх цих випадках ПГН (верхній) не було ідентифіковано (ймовірно, він був ушкоджений). Загалом 28 (8,0%) нервів із 350 ПГН (верхній) залишилися не ідентифікованими, як це показано в таблиці 4.2.

Причиною не ідентифікації в цих випадках, як і в інших авторів, вважаємо анатомічне розташування ПГН (верхній), зокрема його повний хід під нижнім скорочувачем глотки (третій варіант за М. Фрідманом) та особливості топографії шиї при різних клінічних формах зоба [13, 47, 52].

Таблиця 4.2.

Результати інтраопераційного нейромоніторингу зовнішньої гілки
верхнього гортанного нерва

Клінічні форми зоба та кількість випадків			Ідентифіковано нерв	Не ідентифіковано
Клінічні форми зоба	Кількість пацієнтів	Кількість нервів на кількість пацієнтів		
I	52	52	49 (94,2 %)	3 (5,8 %)
II	62	124	113 (99,2 %)	11 (5,8 %)
III	34	68	64 (91,2 %)	4 (8,8 %)
IV	27	54	49 (90,7 %)	5 (9,3 %)
V	19	38	35 (92,1 %)	3 (7,9 %)
VI	7	14	12 (85,7 %)	2 (14,3 %)
Сумарно	201	350	322 (92,0 %)	28 (8,0 %)

Таким чином, у другій групі було 3 (1,5%) випадки ушкоджень ПГН і 6 (3,0%) — ПГН (верхній). Це усього 9 (4,5%) ушкоджень гортанних нервів від числа оперованих пацієнтів.

Отже, ризик ушкодження ПГН без використання розробленого програмно-апаратного комплексу, обчислений на фіксованій вибірці пацієнтів складає 10,6%, а у випадку його застосування усього 4,5%. Таким чином використання запропонованих методів та програмних засобів для ІОНМ знижує ризик ушкодження ПГН приблизно у 2.5 разів.

Аналіз кількості ушкоджень гортанних нервів у обох групах показав, що в групі з використанням ІОНМ вони були в 2,5 раза менші, ніж у групі пацієнтів, яким операції виконували з візуальною ідентифікацією нервів.

Таким чином, застосування запропоновано інформаційної технології дозволяє збільшити кількість ідентифікованих гортанних нервів і зменшити частоту їх інтраопераційних ушкоджень, парезів гортані та порушень фонації.

Підкреслюємо, що ця технологія не замінює візуальну ідентифікацію гортанних нервів, а доповнює її. У складних випадках її результати є вирішальними для прийняття технічного рішення під час операції.

За результатами ІОНМ поворотних нервів, у 259 (74,0%) випадках вони входили в гортань стовбуром, у 91 (26,0%) — розгалуженим типом. Ство́бур ПГН розділявся на гілки на відстані від 4 до 18 мм перед входом у гортань. Кількість гілок різнилася — від 2 до 5. Дві гілки зустрічалися у 65 (71,4%) випадках, три — у 21 (23,0%), більше трьох — у 5 (5,6%).

Дослідження показали, що при нестовбуровому вході в гортань сигнали-відповіді на електричну стимуляцію ПГН у I та II зонах були однакові за амплітудою. У випадку розгалуженого входу сигнал-відповідь на електричну стимуляцію кожної окремої гілки завжди був нижчим порівняно із сигналом-відповіддю в першій зоні. Тобто нижчі показники сигналу-відповіді на електричну стимуляцію ПГН у другій зоні порівняно з відповіддю в першій зоні вказують на «вільний» тип входу нерва в гортань. Ця інтраопераційна ситуація

вимагає від хірурга встановити тип розгалуження — бі- або трифуркацію, а можливо й множинні гілки, і запобігти їх ушкодженню.

Отримані результати досліджень також стануть підставою для подальшого вдосконалення зазначеної інформаційної технології інтраопераційного нейромоніторингу гортанних нервів при операціях на щитоподібній залозі.

Ефективність застосування інформаційної технології інтраопераційного нейромоніторингу гортанних нервів під час операцій на щитоподібній залозі підтверджено. Тому, з метою запобігання інтраопераційним ушкодженням гортанних нервів, ми вважаємо за доцільне проводити хірургічне лікування зоба з використанням ІОНМ. Однак при різних клінічних формах зоба топографічні та анатомічні пропорції органів передньої ділянки ший змінюються порівняно з нормальною анатомією. Такі клінічні ситуації створюють умови для інтраопераційних ушкоджень поворотних та зовнішніх гілок верхніх гортанних нервів і порушень їх фонаційної функції.

Отримані результати досліджень також стануть підставою для подальшого вдосконалення зазначеної інформаційної технології інтраопераційного нейромоніторингу гортанних нервів при операціях на щитоподібній залозі.

4.4 Висновки до розділу 4

1. Наведено особливості побудови програмно-апаратного комплексу інтраопераційного моніторингу ПГН та організації користувацького інтерфейсу. Реалізовано програмно основні функції програмно-апаратного комплексу: програмне управління процесом генерування імпульсного електричного струму з метою подразнення тканин поля хірургічного втручання; програмне налаштування оптимальної частоти імпульсного струму, з метою адаптації під електрофізіологічні властивості тканин поля хірургічного втручання пацієнта та досягнення максимальної чутливості щодо реакції на подразнення у вихідному акустичному сигналі; отримання за допомогою звукового сенсору інформаційного (акустичного) сигналу – реакції на подразнення тканин поля

хірургічного втручання, перетворення цього сигналу до цифрового вигляду; виведення акустичного сигналу на гучномовець, з метою грубої оцінки характеру тканин точки подразнення користувачем (хірургом, чи асистентом хірурга); опрацювання інформаційного сигналу, перетвореного до цифрового вигляду, з метою сегментації, визначення амплітуди та основної спектральної складової з максимальною амплітудою; обчислення відстані від точки подразнення на полі хірургічної рани до ПГН та класифікація тканин у точці подразнення; візуалізація результатів опрацювання інформаційного сигналу; запис усіх результатів подразнення тканин у файл.

2. Показано приклад побудови інтервальної моделі поширення електричного потенціалу та формування акустичного сигналу в інформаційній технології інтраопераційного моніторингу ПГН, який ґрунтується на використанні онтологічного опису показів до оперативного втручання на щитоподібній залозі. Також онтологічний опис містить особливості гортані та деякі електрофізіологічні властивості тканин поля хірургічного втручання.

3. Наведено результати дослідження ефективності використання програмно апаратного комплексу інтраопераційного моніторингу ПГН. Порівняльна оцінка кількості парезів гортані та спричинених ними порушень фонації після хірургічного лікування зоба у двох групах за період з 2009 по 2023 рік. Перша група включала пацієнтів, у яких ПГН (поворотний гортанний нерв) визначали лише візуально під час операції на щитоподібній залозі. Для профілактики ушкоджень ЗПГН (зовнішньої гілки верхнього гортанного нерва) застосовували метод поступового та роздільного лігування верхньої щитоподібної артерії та її гілок на капсулі щитоподібної залози без візуальної ідентифікації нерва. Друга група включала пацієнтів, яким проводили операції на щитоподібній залозі з використанням ІОНМ поворотних гортанних нервів і зовнішніх гілок верхніх гортанних нервів із використанням розробленого програмно-апаратного комплексу. Аналіз кількості ушкоджень гортанних нервів у обох групах показав, що в групі з використанням ІОНМ на основі розробленого програмно-апаратного комплексу вони були в 2,5 раза менші, ніж у групі

пацієнтів, яким операції виконували з візуальною ідентифікацією нервів. Загалом порушення фонації у пацієнтів першої групи спостерігалися у 22 випадках, що становило 10,6% від числа оперованих пацієнтів. Загалом порушення фонації у пацієнтів другої групи спостерігалися у 9 випадках (4,5%) ушкоджень гортанних нервів від числа оперованих пацієнтів. Таким чином, ризик ушкодження ПГН без використання розробленого програмно-апаратного комплексу, обчислений на фіксованій вибірці пацієнтів складає 10,6%, а у випадку його застосування усього 4,5%. Отже, використання запропонованих методів та програмних засобів для ІОНМ знижує ризик ушкодження ПГН приблизно у 2.5 разів.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі розв'язано актуальне науково-технічне завдання розробки математичного та програмного забезпечення інформаційної технології та програмно-апаратного комплексу для підтримки нейромоніторингу під час операції на щитоподібній залозі, які розширюють функції програмно-апаратного комплексу для налаштування параметрів електричного струму, залежно від електрофізіологічних властивостей тканин поля хірургічного втручання конкретного пацієнта та забезпечують контроль відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН, що у цілому знижує ризик пошкодження ПГН. При цьому отримано такі наукові та практичні результати:

1. Досліджено проблематику ІОНМ в процесі проведення операцій на щитоподібній залозі. Встановлено, що найбільш перспективним підходом для зниження ризику пошкодження ПГН є впровадження ІОНМ на підставі електрофізіологічного способу подразнення тканин хірургічної рани в околі ПГН і оцінювання реакції на подразнення моніторингом скорочення голосових зв'язок. У ході досліджень літературних джерел було встановлено, що частота електричних імпульсів, які застосовуються для стимуляції ПГН під час операцій на щитоподібній залозі, може змінюватися залежно від конкретного клінічного випадку. Тому питання вибору частоти подразнення імпульсним сигналом тканин хірургічної рани, залежно від анатомічної варіабельності цього нерва, а також від анатомічних особливостей гортані у різних пацієнтів, є надзвичайно актуальною. Досліджено характеристики існуючих програмно-апаратних комплексів для ІОНМ ПГН. Показано, що, існуючі системи мають такі недоліки: великі габарити, неможливість автономної роботи (без зовнішніх систем), висока вартість, зумовлена їхньою багатофункціональністю та широкою сферою застосування. Разом з тим встановлено, що існуюче програмне забезпечення, що реалізоване у існуючих програмно-апаратних комплексах не вирішує задачу налаштування частоти слідування імпульсів електричного струму, залежно від електрофізіологічних властивостей тканин поля хірургічного втручання

конкретного пацієнта, що знижує ефективність подразнення і відповідно підвищення ризику пошкодження ПГН. Іншою проблемою зазначених програмно-апаратних комплексів є відсутність можливості контролю відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН. Для реалізації цієї функції необхідно розробити та програмно реалізувати математичну модель поширення електричного сигналу в тканинах операційної рани та формування акустичного сигналу залежно від відстані від точки подразнення до ПГН та електрофізіологічних властивостей тканин поля хірургічного втручання.

2. Розроблено нову інтервальну математичну модель поширення електричного потенціалу в тканинах операційної рани під час подразнення їх імпульсним електричним струмом та формування реакції на подразнення голосових зв'язок у вигляді акустичного сигналу, яка на відміну від існуючих моделює інтервальну відстань від точки подразнення до ПГН в залежності від амплітуди акустичного сигналу та амплітуди його головної спектральної складової, і забезпечує зниження ризику пошкодження ПГН в процесі хірургічного втручання на щитоподібній залозі. Запропонована інтервальна модель є інтервальним рівнянням з двома адитивними компонентами: вираз, який описує поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного втручання; вираз у вигляді вигляді квадратичної залежності між відстанню від точки подразнення тканин до ПГН та значенням максимальної амплітуди головної спектральної складової акустичного сигналу. Причому, у першому виразі невідомими коефіцієнтами є коефіцієнт затухання електричного сигналу, який залежить від типу тканин, та коефіцієнт, який характеризує середовище поширення електричного сигналу та характеристики засобів середовища перетворення електричного сигналу в акустичний.

3. Розроблено метод ідентифікації інтервальної математичної моделі поширення електричного потенціалу в тканинах операційної рани та формування реакції на подразнення голосових зв'язок у вигляді акустичного сигналу, який на відміну від існуючих ґрунтується на поєднанні аналізу інтервальних даних та онтологічному підході, що у сукупності знижує час

налаштування моделі під особливості тканин операційної рани пацієнта і забезпечує використання цієї моделі в програмно – апаратному комплексі для зниження ризику пошкодження ПГН.

4. Запропоновано та обгрунтовано метод та алгоритм програмного налаштування частоти слідування імпульсів електричного струму, яким подразнюють тканини поля хірургічного втручання, який на відміну від існуючих адаптує частоту імпульсного струму під електрофізіологічні характеристики тканин поля хірургічного втручання пацієнта, що забезпечує підвищення чутливості тканин до подразнення і в цілому зниження ризику пошкодження ПГН.

5. Удосконалено архітектуру програмного та апаратного забезпечення пристрою підтримки інтраопераційного моніторингу ПГН, який на відміну від існуючих забезпечує адаптивне та програмне налаштування частоти імпульсного струму для подразнення тканин поля хірургічного втручання та обчислення відстані від точки подразнення до ПГН на основі математичної моделі поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного втручання та формування акустичного сигналу, що у сукупності забезпечує підвищення точності класифікації тканин та зниження ризику ушкодження ПГН;

6. Удосконалено інформаційну технологію інтраопераційного моніторингу ПГН, яка на відміну від існуючих побудована на програмно-апаратному комплексі з функціями налаштування частоти імпульсного струму для подразнення тканин поля хірургічного втручання та обчислення відстані від точки подразнення до ПГН, що у сукупності знижує ризик пошкодження ПГН під час операції на щитоподібній залозі.

7. Достовірність отриманих наукових результатів підтверджено апробацією розробленого програмно-апаратного комплексу під час операції на щитоподібній залозі для оцінки ризику пошкодження ПГН у клініці VITASANA. Порівняльна оцінка кількості парезів гортані та спричинених ними порушень фонації після хірургічного лікування зоба проводилася у двох групах за період з 2009 по 2023 рік. Перша група включала 208 пацієнтів віком від 28 до 73 років,

у яких ПГН визначали лише візуально під час операції на щитоподібній залозі. Друга група включала 201 пацієнта віком від 23 до 68 років, яким проводили операції на щитоподібній залозі з використанням ІОНМ ПГН і зовнішніх гілок верхніх гортанних нервів із використанням розробленого програмно-апаратного комплексу. Загалом порушення фонації у пацієнтів першої групи спостерігалися у 22 випадках, що становило 10,6% від числа оперованих пацієнтів, а у пацієнтів другої групи - у 9 випадках (4,5%) ушкоджень гортанних нервів від числа оперованих пацієнтів. Таким чином, ризик ушкодження ПГН без використання розробленого програмно-апаратного комплексу, обчислений на фіксованій вибірці пацієнтів складає 10,6%, а у випадку його застосування - усього 4,5%. Отже, використання запропонованих методів та програмних засобів для ІОНМ знижує ризик ушкодження ПГН приблизно у 2,5 рази.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Abraham, A., Jatoth, R. K., Rajasekhar, A. (2012). Hybrid differential artificial bee colony algorithm. J. Comput. Theor. Nanosci., № 9, с. 249–257.
<https://doi.org/10.1166/jctn.2012.2019>
2. Akay, B.; Karaboga, D.; Gorkemli, B.; Kaya, E. A survey on the artificial bee colony algorithm variants for binary, integer and mixed integer programming problems. Appl. Soft Comput. 2021, 106, 107351. [Online]. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.asoc.2021.107351>
3. Ambu® Neuroline 710. Available online: <https://www.ambuaustralia.com.au/neurology/surface-electrodes/product/ambu-neuroline-710>
4. Avrunin O.G., Mustetsova E., Zlepko S.M., Zabolotna N.I., Baranovskiy D.M., Dyvak A.M., Maciejewski M., Bazarbyeva A. Possibilities of apnea diagnostics by fuzzy logic methods. Information Technology in Medical Diagnostics II - Proceedings of the International Scientific Internet Conference on Computer Graphics and Image Processing and 48th International Scientific and Practical Conference on Application of Lasers in Medicine and Biology, 2018, p. 39 – 46.
<https://www.taylorfrancis.com/chapters/edit/10.1201/9780429057618-6/possibilities-apnea-diagnostics-fuzzy-logic-methods-avrunin-mustetsova-zlepko-zabolotna-baranovskiy-dyvak-maciejewski-bazarbayeva?context=ubx&refId=032647ef-fcce-476a-adbc-c5b1f277d425>
5. Aygun N, Kostek M, Isgor A, Uludag M. Anatomical, Functional, and Dynamic Evidences Obtained by Intraoperative Neuromonitoring Improving the Standards of Thyroidectomy. Sisli Etfal Hastan Tip Bul. 2021 Jul 2;55(2):146-155. doi: 10.14744/SEMB.2021.45548.
6. Azzi, Sabrina. 2025. "A Methodology for Building a Medical Ontology with a Limited Domain Experts' Involvement" Digital 5, no. 2: 18.
<https://doi.org/10.3390/digital5020018>

7. Barczyński M., Konturek A., Pragacz K. et al. Intraoperative nerve monitoring can reduce prevalence of recurrent laryngeal nerve injury in thyroid reoperations: results of a retrospective cohort study // *World Journal of Surgery*. – 2013. – Vol. 38, № 3. – P. 599–606. – DOI: 10.1007/s00268-013-2260-x.
8. Basmajian J. V. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. – 5th ed. – Baltimore : Williams & Wilkins, 1985. – 561 p.
9. Berg C. *Raspberry Pi 4 For Beginners And Intermediates*. Independently published, 2020. ISBN 979-8650755586.
10. Binary Search – Data Structure and Algorithm Tutorials. Available online: <https://www.geeksforgeeks.org/binary-search/>
11. Brunet A., Rovira A., Quer M., et al. Recurrent Laryngeal Nerve Intraoperative Neuromonitoring Indications in Non-Thyroid and Non-Parathyroid Surgery. *J. Clin. Med.* 2024, 13, 2221. <https://doi.org/10.3390/jcm13082221>
12. Castillo Salazar, David Ricardo, Laura Lanzarini, Héctor Gómez, Saravana Prakash Thirumuruganandham, and Dario Xavier Castillo Salazar. 2023. "Ontological Model in the Identification of Emotional Aspects in Alzheimer Patients" *Healthcare* 11, no. 10: 1392. <https://doi.org/10.3390/healthcare11101392>
13. Cernea C. R., Ferraz A. R., Nishio S. et al. Surgical anatomy of the external branch of the superior laryngeal nerve // *Head & Neck*. – 1992. – Vol. 14, № 5. – P. 380–383. – DOI: 10.1002/hed.2880140507.
14. Chandrasekhar, S.S.; Randolph, G.W.; Seidman, M.D.; Rosenfeld, R.M.; Angelos, P.; Barkmeier-Kraemer, J.; Benninger, M.S.; Blumin, J.H.; Dennis, G.; Hanks, J.; et al. Clinical Practice Guideline: Improving voice outcomes after thyroid surgery. *Otolaryngol. Head Neck Surg.* 2013, 148, S1–S37. doi: 10.1177/0194599813487301.
15. Charlton P. H., Birrenkott D. A., Bonnici T., et al. Breathing rate estimation from the electrocardiogram and photoplethysmogram: A review. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*. 2018; 11:2–20. doi: 10.1109/RBME.2017.2763681.

16. Conte A., Maselli M., Nacci A., et al. A biorobotic simulator of vocal folds for the reproduction and analysis of electroglottographic signals. 2021 IEEE 4th International Conference on Soft Robotics (RoboSoft). 2021; pp. 90–96.
17. Davey MG, Cleere EF, Lowery AJ, Kerin MJ. Intraoperative recurrent laryngeal nerve monitoring versus visualisation alone - A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Am J Surg.* 2022 Sep;224(3):836-841. doi: 10.1016/j.amjsurg.2022.03.036.
18. Davis W. E. Recurrent laryngeal nerve localization using a microlaryngeal electrode // *Otolaryngology–Head and Neck Surgery.* – 1979. – Vol. 87, No. 3. – P. 330–333.
19. Dionigi G, Alesina PF, Barczynski M, et al. Recurrent laryngeal nerve injury in video-assisted thyroidectomy: lessons learned from neuromonitoring. *Surg Endosc.* 2012 Sep;26(9):2601-8. doi: 10.1007/s00464-012-2239-y.
20. Dionigi G, Wu CW, Kim HY, Rausei S, Boni L, Chiang FY. Severity of Recurrent Laryngeal Nerve Injuries in Thyroid Surgery. *World J Surg.* 2016 Jun;40(6):1373-81. doi: 10.1007/s00268-016-3415-3.
21. Dou H., Han L., He Y., et al. Localizing the Recurrent Laryngeal Nerve via Ultrasound with a Bayesian Shape Framework. *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention – MICCAI 2022.* LNCS vol 13434. Springer, Cham. doi: 10.1007/978-3-031-16440-8_25.
22. Dyvak A., Shidlovsky V., Lazarchuk T., Bohaichuk V., Bohaichuk L., Mochulska O. Parameters of the Electrophysiological Method of Surgical Wound Tissues Stimulation in the software and Technical System of the Recurrent Laryngeal Nerve Identification. *Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2019*, art. no. 8779942, p. 303 – 307. <https://doi.org/10.1109/ACITT.2019.8779942>
23. Dyvak A., Tymets V. An improved method and means with the function of automatic adjustment of electrical signal parameters for detection of the recurrent laryngeal nerve. *Computational Problems of Electrical Engineering.* 2023; 13(2):1-8. <https://doi.org/10.23939/jcpee2023.02.001>

24. Dyvak M., Deikalo I., Tymets V., Dyvak A., Osadchuk D. Concept of applying EMG for the hardware and software complex recurrent laryngeal nerve identification during thyroid surgery. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2025, p. 678 – 682. <https://doi.org/10.1109/ACIT65614.2025.11185593>
25. Dyvak M., Dyvak A., Osadchuk D., Tymets V., Shidlovsky V., Kovalska L. Information Technology for Recurrent Laryngeal Nerve Identification with Adaptive Adjustment of the Electrophysiological Method. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2020, art. no. 9209012, p. 297 – 301. <https://doi.org/10.1109/ACIT49673.2020.9209012>
26. Dyvak M., Dyvak A., Tymets V., Cegielski M. Information technology for electrophysiological approach of recurrent laryngeal nerve identification during surgery on neck organs. Proceedings of 2018 19th International Conference Computational Problems of Electrical Engineering, CPEE 2018, p. 1 – 4. <https://doi.org/10.1109/CPEE.2018.8506940>
27. Dyvak M., Kasatkina N., Pukas A., Padletska N. Spectral analysis of the information signal in the task of identifying the recurrent laryngeal nerve in thyroid surgery. Przegląd Elektrotechniczny. 2013; 89(6):275-277.
28. Dyvak M., Kozak O., Pukas A. Interval model for identification of laryngeal nerves. Przegląd Elektrotechniczny. 2010; 86(1):139-140. (52)
29. Dyvak M., Melnyk A., Kopnický M., Dostalek L., Krytskyi I., Dyvak A. Using an ontological approach for improvement of the interval model in the problem of the recurrent laryngeal nerve identification during thyroid surgery. CEUR Workshop Proceedings. Vol. 3038, 2021, p. 317 – 322. <https://ceur-ws.org/Vol-3038/short12.pdf>
30. Dyvak M., Melnyk A., Tymets V., Dyvak A., Banasik A., Piotrowski K., Wawryszczuk M. Electromyographic Identification of the Recurrent Laryngeal Nerve Using an Integrated Hardware–Software System During Thyroid Surgery. Applied Sciences (Switzerland), 2025, Vol. 15 (18), art. no. 10009. <https://doi.org/10.3390/app151810009>

31. Dyvak M., Pasichnyk R., Melnyk A., Dyvak A., Otoo F. Transformation of Mathematical Model for Complex Object in Form of Interval Difference Equations to a Differential Equation. *International Journal of Computing*. Vol. 22 (2), p. 219 – 224, 2023. <https://doi.org/10.47839/ijc.22.2.3091>
32. Dyvak M., Porplytsya N. Formation and Identification of a Model for Recurrent Laryngeal Nerve Localization During the Surgery on Neck Organs. *Advances in Intelligent Systems and Computing III (CSIT 2018)*. Springer, Cham, 2019; Vol. 871, pp. 391-404.
33. Dyvak M., Porplytsya N., Dyvak A., Shidlovsky O., Osadchuk D., Pryvrotskyy V. Interval Model for Assessing the Position of the Recurrent Laryngeal Nerve at the Site of Surgery Wound during Thyroid Surgery. *Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT*, 2021, p. 117 – 120. <https://doi.org/10.1109/ACIT52158.2021.9548118>
34. Dyvak M., Pukas A., Oliynyk I., Melnyk A. Selection the “Saturated” Block from Interval System of Linear Algebraic Equations for Recurrent Laryngeal Nerve Identification. *2018 IEEE Second International Conference on Data Stream Mining & Processing (DSMP)*. Lviv, Ukraine, 2018, pp. 444-448.
35. Dyvak M., Pukas A., Padletska N., Shidlovsky V., Dyvak A. Mathematical models of informative characteristic of tissues in surgical wound at monitoring the recurrent laryngeal nerve by electrophysiological method. *2017 14th International Conference The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics, CADSM 2017 - Proceedings*, art. no. 7916074, p. 8 – 12. <https://doi.org/10.1109/CADSM.2017.7916074>
36. Dyvak M., Stakhiv P., Pukas A. Algorithms of parallel calculations in task of tolerance ellipsoidal estimation of interval model parameters. *Bulletin of the Polish Academy of Sciences-Technical Sciences*. 2012; 60(1):159-164.
37. Dyvak M., Tymets V., Brych V., Dyvak A., Shidlovsky V. Tools for the recurrent laryngeal nerve stimulation in the tasks of its monitoring. *International Conference on Perspective Technologies and Methods in MEMS Design*, p. 215 – 218. <https://doi.org/10.1109/MEMSTECH.2018.8365736>

38. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A. Application of Convolutional Neural Network for the Task of Recurrent Laryngeal Nerve Identification. Proceedings - TCSET 2024, p. 504–509. <https://doi.org/10.1109/TCSET64720.2024.10755896>
39. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A. Laryngeal Nerve Identification during Thyroid Surgery with Automatic Adjustment of Electrical Signal Parameters. International Journal of Computing. Vol. 23 (4), p. 552 – 562, 2024. <https://doi.org/10.47839/ijc.23.4.3754>
40. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A., Huhul O. Methods and tools for electrophysiological monitoring of recurrent laryngeal nerve monitoring during surgery on neck organs. CEUR Workshop Proceedings. Vol. 2300, p. 54 – 57. <https://ceur-ws.org/Vol-2300/Paper14.pdf>
41. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A., Kostyk B., Tyran S., Maslyiak Y. Increasing the Effectiveness of Neural Networks for Recurrent Laryngeal Nerve Identification by Signal Preprocessing. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2025, p. 683 – 687. <https://doi.org/10.1109/ACIT65614.2025.11185581>
42. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A., Shidlovsky V., Osadchuk D., Bukata V. Algorithm and Hardware for Automatic Adjustment of Electric Signal to Identify the Recurrent Laryngeal Nerve. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2024, p. 626 – 630. <https://doi.org/10.1109/ACIT62333.2024.10712564>
43. Dyvak M., Tymets V., Sheketa V. Adaptive information technology for recurrent laryngeal nerve identification based on electrophysical method of Its stimulation. Przegląd Elektrotechniczny. 2020; 96:28–34. doi: 10.15199/48.2020.08.06.
44. Dyvak, M., Melnyk, A., Mazepa, S., Stetsko, M. (2022). An Ontological Approach to Detecting Irrelevant and Unreliable Information on Web-Resources and Social Networks. In: Klymash, M., Beshley, M., Luntovskyy, A. (eds) Future Intent-Based Networking. Lecture Notes in Electrical Engineering, vol 831. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-92435-5_27

45. Electrophysiological identification of nerves of the larynx among the tissues of operative wound in goiter surgeries / O. V. Shidlovskiy, M. I. Sheremet, V. O. Shidlovskiy [et al.] // Arch. Balkan Med. Union. – 2017. – Vol. 52, No. 4. – P. 408–13.
46. Flisberg K., Lindholm T. Electrical stimulation of the human recurrent laryngeal nerve during thyroid operation. *Acta Otolaryngol.* 1969; 263:63–67.
47. Friedman, M., LoSavio, P., & Ibrahim, H. (2002). Superior laryngeal nerve identification and preservation in thyroidectomy. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 128(3), 296–303.
<https://jamanetwork.com/journals/jamaotolaryngology/fullarticle/482790>
48. Fugaro L., Ortensi M. Redis Stack for Application Modernization. Packt Publishing, 2023. ASIN B0CMR28RT1.
49. Galivan J., Galivan C. Recurrent laryngeal nerve identification during thyroid and parathyroid surgery // *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*. – 1986. – Vol. 112, No. 12. – P. 1286–1288.
50. Gibson M. M. Intermittent Neuromonitoring of the Recurrent Laryngeal and Vagus Nerves: the Ins and Outs / M. M. Gibson, A. Y. Chen // *Current Otorhinolaryngol. Reports*. – 2021. – Vol. 9. – P. 316–325. DOI: 10.1007/s40136-021-00351-9.
51. Gray J. S. *Interprocess Communications in Linux: The Nooks and Crannies*. 1st Ed. Prentice Hall, 2003. ISBN 978-0130460424.
52. Henry B. M., Vikse J., Graves M. J. et al. Extralaryngeal branching of the recurrent laryngeal nerve: a meta-analysis of 28,387 nerves // *Langenbeck's Archives of Surgery*. – 2016. – Vol. 401, № 7. – P. 913–923. <https://doi.org/10.1007/s00423-016-1455-7>
53. Hillman D. R., Platt P. R., Eastwood P. R. The upper airway during anaesthesia. *Br J Anaesth.* 2003; 91(1):31-39.
54. Hiramitsu T., Tomosugi T., Okada M., et al. Intraoperative recurrent laryngeal nerve monitoring using endotracheal electromyography during

parathyroidectomy for secondary hyperparathyroidism. J. Int. Med. Res. 2021, 49, 03000605211000987.

55. Huang, T.-Y.; Yu, W.-H.V.; Chiang, F.-Y.; Wu, C.-W.; Fu, S.-C.; Tai, A.-S.; Lin, Y.-C.; Tseng, H.-Y.; Lee, K.-W.; Lin, S.-H. How the Severity and Mechanism of Recurrent Laryngeal Nerve Dysfunction during Monitored Thyroidectomy Impact on Postoperative Voice. *Cancers* 2021, 13, 5379. <https://doi.org/10.3390/cancers13215379>

56. Husson R. Etude des phénomènes physiologiques et acoustiques fondamentaux «de la voix chantée» / R. Husson // Paris: 1952.

57. Inter Process Communication. Available online: <https://www.geeksforgeeks.org/inter-process-communication-ipc/>

58. Iscan Y, Aygun N, Sormaz IC, et al. Is craniocaudal dissection of recurrent laryngeal nerve safer than lateral approach: a prospective randomized study comparing both techniques by using continuous intraoperative nerve monitoring. *Ann Surg Treat Res.* 2022 Oct;103(4):205-216.

59. Jeannon JP, Orabi AA, Bruch GA, et al. Diagnosis of recurrent laryngeal nerve palsy after thyroidectomy: a systematic review. *Int J Clin Pract.* 2009 Apr;63(4):624-9. doi: 10.1111/j.1742-1241.2008.01875.x.

60. Jump Search – Data Structure and Algorithm Tutorials. Available online: <https://www.geeksforgeeks.org/jump-search/>

61. Kivy Documentation. Available online: <https://kivy.org/doc/stable/>

62. Kivy-Garden Matplotlib Flower. Available online: <https://pypi.org/project/kivy-garden.matplotlib/>

63. Krepych S., Dyvak A., Dyvak M., Spivak I. The method of providing of functional suitability of elements of the device of formation of signal in electrophysiological way of classification tissues surgical wound. 2017 13th International Conference Perspective Technologies and Methods in MEMS Design, MEMSTECH 2017 - Proceedings, art. no. 7937562, p. 183 – 186. <https://doi.org/10.1109/MEMSTECH.2017.7937562>

64. Kurz, Annabella, et al. "Comparison of voice therapy and selective

electrical stimulation of the larynx in early unilateral vocal fold paralysis after thyroid surgery: A retrospective data analysis." *Clinical Otolaryngology* 46.3 (2021): 530-537.

65. Lahey FH. Routine dissection and demonstration of the recurrent laryngeal nerve in subtotal thyroidectomy. *Surg Gynecol Obstet.* 1958; 66:775-77.

66. Linear Search – Data Structure and Algorithm Tutorials. Available online: <https://www.geeksforgeeks.org/linear-search/>

67. Lipton R.J., McCaffrey T.V., Litchy W.J. Intraoperative electrophysiologic monitoring of laryngeal muscle during thyroid surgery. *Laryngoscope.* 1988; 98:1292–1296.

68. Liu N, Chen B, Li L, Zeng Q, Sheng L, Zhang B, Liang W, Lv B. Mechanisms of recurrent laryngeal nerve injury near the nerve entry point during thyroid surgery: A retrospective cohort study. *Int J Surg.* 2020 Nov;83:125-130. doi: 10.1016/j.ijssu.2020.08.058.

69. M. Dyvak, "Parameters Identification Method of Interval Discrete Dynamic Models of Air Pollution Based on Artificial Bee Colony Algorithm," 2020 10th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT), Deggendorf, Germany, 2020, pp. 130-135. <https://doi.org/10.1109/ACIT49673.2020.9208972>.

70. M. Dyvak, P. Stakhiv, A. Pukas, "Algorithms of parallel calculations in task of tolerance ellipsoidal estimation of interval model parameters," *Bulletin of the Polish Academy of Sciences-Technical Sciences*, vol. 60, issue 1, pp. 159-164, 2012. <https://doi.org/10.2478/v10175-012-0022-9>

71. Malcharek M., Priebe H.J. Anesthesia and IONM. In *Intraoperative Neuromonitoring: Fundamentals, Possibilities, Limitations.* Springer, 2024; pp. 143–157. https://doi.org/10.1007/978-3-031-46125-5_7

72. Maloney R.W., Murcek B.W., Steehler K.W., Sibly D., Maloney R.E. A new method for intraoperative recurrent laryngeal nerve monitoring. *Ear Nose Throat J.* 1994; 73:30–33.

73. Matplot. Available online: <https://matplotlib.org/stable/>

74. Medtronic. Available online: <https://www.medtronic.com/>

75. Medtronic—Mini Nerve Monitoring System. Available online: <https://www.medtronic.com/it-it/operatori-sanitari/products/ear-nose-throat/nerve-monitoring/nim-nerve-monitoring-systems.html> (accessed on 28 June 2025).

76. Melnyk A., Dyvak A., Pryvotsky V., Franko Y., Łysik Ł., Shpak V. Information Technology based on an Ontological Approach for Identification of the Recurrent Laryngeal Nerve during Operations on the Neck Organs. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2023, p. 534 – 538. <https://doi.org/10.1109/ACIT58437.2023.10275656>

77. Mykola Dyvak, Andriy Melnyk, Artur Rot, Marcin Hernes and Andriy Pukas, "Ontology of Mathematical Modeling Based on Interval Data ", Complexity, vol. 2022, pp. 19, 2022.

78. NA132UA Datasheet. Available online: <https://www.digchip.com/datasheets/parts/datasheet/477/INA132.php>

79. Nakamura F. Movement of the larynx induced by electrical stimulation of the laryngeal nerves. In Research Potentials in Voice Physiology. State University of New York Press, 1964; pp. 129–140.

80. Natus. Available online: <https://natus.com/neuro/emg/emg-ncs-ep-systems/>

81. Neurosign - Режим доступу: <http://www.neurosignsurgical.com/products/>

82. Neurosign V4 [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: – <http://www.neurosignsurgical.com/products/v4-series/monitor/>

83. NIM 3.0 NERVE MONITORS [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.medtronic.com/us-en/healthcare-professionals/products/ear-nose-throat/nerve-monitoring/nim-nerve-monitoring-systems.html>

84. Numpy documentation. Available online: <https://numpy.org/doc/stable/>

85. O.C. Larin, S.M. Cherenko. Electroneuromonitoring and surgical tactics in the invasion of differentiated thyroid cancer to the recurrent laryngeal nerve // Clinical Endocrinology and Endocrine Surgery 2008, 1 (22), pp. 14–20.

86. P. Roman, P. Natalia, M. Andriy and S. Iryna, "Concept model of

resources accumulation and operational management in biotechnology, biomedical and Web information systems," The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics, Lviv, Ukraine, 2015, pp. 152 - 155, doi: 10.1109/CADSM.2015.7230822.

87. PM2 – Single Page Doc. Available online: <https://pm2.keymetrics.io/docs/usage/pm2-doc-single-page/>

88. Porplytsya N., Dyvak M. Interval difference operator for the task of identification recurrent laryngeal nerve. Proceedings of CPEE 2015, pp. 156-158.

89. Porplytsya, N., Dyvak, M., Spivak, I., Voytyuk, I. (2015). "Mathematical and algorithmic foundations for implementation of the method for structure identification of interval difference operator based on functioning of bee colony". In The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics, Lviv, Ukraine, pp. 196- 199. <https://doi.org/10.1109/CADSM.2015.7230834>

90. Princi P, Gallo G, et al. The impact of intraoperative «Nerve Monitoring» in a tertiary referral center for thyroid and parathyroid surgery. Front Surg. 2022 Aug 10;9:983966.

91. Priya S. R., Garg S., Dandekar M. Intraoperative monitoring of the recurrent laryngeal nerve in surgeries for thyroid cancer: a review // Journal of Cancer Metastasis and Treatment. – 2021. – Vol. 7. – P. 21–37. – DOI: 10.20517/2394-4722.2021.122.

92. Pukas A., Smal V., Dyvak A., Voytyuk I., Deikalo I., Hrynkiv N. Augmented Reality Simulator for Recurrent Laryngeal Nerve Identification during Thyroid Surgery. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2024, p. 576 – 580. <https://doi.org/10.1109/ACIT62333.2024.10712599>

93. Puram, S.V., Chow, H., Wu, C.-W., Heaton, J.T., Kamani, D., Gorti, G., Chiang, F.Y., Dionigi, G., Barczyński, M., Schneider, R., Dralle, H., Lorenz, K. and Randolph, G.W. (2016), Vocal cord paralysis predicted by neural monitoring electrophysiologic changes with recurrent laryngeal nerve compressive neuropraxic

injury in a canine model. Head Neck, 38: E1341-E1350.
<https://doi.org/10.1002/hed.24225>

94. Pyaudio. Available online: <https://people.csail.mit.edu/hubert/pyaudio/>

95. Randolph GW, Dralle H; International Intraoperative Monitoring Study Group; et al. Electrophysiologic recurrent laryngeal nerve monitoring during thyroid and parathyroid surgery: international standards guideline statement. Laryngoscope. 2011 Jan;121 Suppl 1:S1-16.

96. Raspberry Pi 4 Model B specifications. Available online: <https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-4-model-b/specifications/>

97. Raspberry Pi Documentation - BCM2711. Available online: <https://www.raspberrypi.com/documentation/computers/processors.html#bcm2711>

98. Riddell V. Thyroidectomy: prevention of bilateral recurrent nerve palsy. Results of identification of the nerve over 23 consecutive years (1946-69) with a description of an additional safety measure. Br J Surg. 1970 Jan;57(1):1-11. doi: 10.1002/bjs.1800570102. PMID: 5411583.

99. Sánchez Roldán MÁ, Moncho D, Velasco M, Petriman EM, Duque H, Vilallonga R, Armengol M, González Ó. Role of the Laryngeal Adductor Reflex in the Prevention of Thermal Injury to the Recurrent Laryngeal Nerve in Thyroid Surgery: A Case Report. Head Neck. 2025 Apr;47(4):E46-E49. doi: 10.1002/hed.28038.

100. Shah EF, Allen JG, Greateorex RA. Use of the laryngeal mask airway in thyroid and parathyroid surgery as an aid to the identification and preservation of the recurrent laryngeal nerves. Ann R Coll Surg Engl. 2001 Sep;83(5):315-8.

101. Shedd D.P., Burget G.C. Identification of the recurrent laryngeal nerve. Arch. Surg. 1966; 92:861–864.

102. Shedd DP, Durham C. Electrical identification of the recurrent laryngeal nerve. I. Response of the canine larynx to electrical stimulation of the recurrent laryngeal nerve. Ann Surg. 1966; 163:47-50.

103. Shevchuk V.H. Physiology: textbook / V.H.Shevchuk // Vinnytsia: Nova Knyha. –2012. –38 P.

104. Shidlovsky V., Shidlovsky O., Dyvak A., Pryvotskyy V., Spivak I. Research of Efficiency of Information Technology of Intraoperative Neuromonitoring in the Prevention of Injuries of Laryngeal Nerves. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2022, p. 406 – 409. <https://doi.org/10.1109/ACIT54803.2022.9913181>
105. Shidlovskiy O. V., Sheremet M. I., Shidlovskiy V. O. et al. Electrophysiological identification of nerves of the larynx among the tissues of operative wound in goiter surgeries // Archives of the Balkan Medical Union. – 2017. – Vol. 52, No. 4. – P. 408–413.
106. Shidlovskiy O.V., Sheremet M.I., Shidlovskiy V.O., Dyvak A.M., Maksymyuk V.V., Tkachuk N.P., Chympoi K.A., Honcharuk L.M., Batig V.M., Rynzhuk V.Y., Gresko M.D., Bulik T.S., Rynzhuk L.V. Clinical application and results of the electrophysiological laryngeal nerves identification in surgeries in case of goiter. Archives of the Balkan Medical Union. Vol. 53 (1), p. 23 – 28. <https://umbalk.org/wp-content/uploads/2018/03/02.CLINICAL-APPLICATION-AND-RESULTS-OF-THE.pdf>
107. Stack M. Event-Driven Architecture in Golang. Packt Publishing, 2022. ISBN 9781803232188.
108. STM32 GPIO Lecture 15: GPIO output speed register and its applicability. Available online: <https://fastbitlab.com/gpio-outputspeed-registerapplicability/>
109. Subprocess – Subprocess management – Python 3.12.4 documentation. Available online: <https://docs.python.org/3/library/subprocess.html>
110. Tabriz N., Muehlbeyer S., Weyhe D., Usler V. Risk Factors for Recurrent Laryngeal Nerve Palsy in Thyroid Surgery: A Single Center Experience of 1147 Procedures with Intermittent Intraoperative Neuromonitoring. J. Pers. Med. 2024, 14, 714.
111. Ternary Search – Data Structure and Algorithm Tutorials. Available online: <https://www.geeksforgeeks.org/ternary-search/>
112. Tomoda C, Yoshioka K, Saito Y, Masaki C, Akaishi J, Hames KY,

Okamura R, Suzuki A, Matsuzu K, Kitagawa W, Sugino K, Ito K. Clinical classification of recurrent laryngeal nerve palsy. *Gland Surg*. 2023 Sep 25;12(9):1203-1208. doi: 10.21037/gs-23-149.

113. Tsui BC : Electrical impedance to distinguish intraneural from extraneural needle placement in porcine nerves during direct exposure and ultrasound guidance. *Anesthesiology* 2008 ; 109 : 479–483. (206) acit 2024

114. Tsui BC, Kropelin B. The electrophysiological effect of dextrose 5% in water on single-shot peripheral nerve stimulation. *Anesth Analg* 2005;100 : 1837–1839.

115. Valenzuela-Fuenzalida J.J., Baeza-Garrido V., et al. Systematic Review and Meta-Analysis: Recurrent Laryngeal Nerve Variants and Their Implication in Surgery and Neck Pathologies, Using the Anatomical Quality Assurance (AQUA) Checklist. *Life*. 2023, 13, 1077. <https://doi.org/10.3390/life13051077>

116. Vasileiadis, I., Karatzas, T., Charitoudis, G., et al. (2016). Association of Intraoperative Neuromonitoring With Reduced Recurrent Laryngeal Nerve Injury in Patients Undergoing Total Thyroidectomy. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg*, 142(10), 994–1001. <https://doi.org/10.1001/jamaoto.2016.1954>

117. Vysotska O.V., Bepalov Y.G., Pecherska A.I., Koval S.M., Lytvynova O.M., Dyvak A.M., Maciejewski M., Kalizhanova A. Mathematical simulation of the structure of pulsed arterial pressure relations with vascular damage factors in patients with arterial hypertension. *Information Technology in Medical Diagnostics II - Proceedings of the International Scientific Internet Conference on Computer Graphics and Image Processing and 48th International Scientific and Practical Conference on Application of Lasers in Medicine and Biology*, 2018, p. 47 – 52. <https://www.taylorfrancis.com/chapters/edit/10.1201/9780429057618-7/mathematical-simulation-structure-pulsed-arterial-pressure-relations-vascular-damage-factors-patients-arterial-hypertension-vysotska-bepalov-pecherska-koval-lytvynova-dyvak-maciejewski-kalizhanova>

118. Wilhelm, A., Conroy, P.C., Calthorpe, L. et al. Routine use of intraoperative nerve monitoring is associated with a reduced risk of vocal cord

dysfunction after thyroid cancer surgery. BMC Surg 23, 215 (2023).
<https://doi.org/10.1186/s12893-023-02122-3>

119. Wu CW, Dionigi G, et al. Intraoperative neuromonitoring for the early detection and prevention of RLN traction injury in thyroid surgery: a porcine model. Surgery. 2014 Feb;155(2):329-39.

120. Дивак А.М. Особливості передачі електричних сигналів нервовими тканинами та їх моніторинг в процесі хірургічних операцій. Матеріали Всеукраїнської конференції з міжнародною участю. «Сучасні комп'ютерні інформаційні технології», Тернопіль 2017, с. 19 – 20.
<https://api.dspace.wunu.edu.ua/api/core/bitstreams/9b7d0e97-54d8-475d-b342-7830d58b8916/content>

121. Дивак А.М., Мельник А.М. Математична модель процесу поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного втручання та метод її ідентифікації на основі онтологічного підходу. Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. Випуск 50, № 2 (грудень 2025), с. 40 – 53.
<https://doi.org/10.31649/1681-7893-2025-50-2-40-53>

122. Дивак М., Тимець В. Концепція застосування електроміографії у програмно-апаратному комплексі виявлення зворотного гортанного нерва. Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. Випуск 49, 1 (Червень 2025), с. 264–277. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2025-49-1-264-277>

123. Дивак М., Тимець В., Дивак А. Багатофункціональний блок подразнення зворотного гортанного нерва у задачі його ідентифікації. Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. Випуск 38, № 2 (Березень 2020), с. 90 – 99. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2019-38-2-90-99>

124. Дивак М.П., Дивак А.М., Шідловський О.В. Електричні властивості зворотного гортанного нерва та його моніторинг в процесі операції на щитоподібній залозі. Сучасні комп'ютерні інформаційні технології: Матеріали VI Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів АСІТ'2016. Тернопіль: ТНЕУ 2016, с. 33 – 34.

<https://api.dspace.wunu.edu.ua/api/core/bitstreams/8d68f7f0-6909-44c6-bdd6-0b40d19f6f34/content>

125. Дивак М.П., Падлецька Н.І., Дивак А.М., Ковальська Л.Й. Модель електропровідності тканин хірургічної рани під час операції на щитоподібній залозі у вигляді замісної електричної схеми. Сучасні комп'ютерні інформаційні технології: Матеріали V Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів АСІТ'2015. Тернопіль: ТНЕУ 2015, с. 18 – 20.
https://acit.tech/Download/Tezy_ACIT'2015.pdf

126. Дивак М.П., Пукас А.В., Тимець В.І., Дивак А.М. Спосіб ідентифікації гортанного нерва з інших тканин хірургічної рани при проведенні хірургічних операцій на щитоподібній залозі. Патент України на корисну модель № 124989 від 25.04.2018. Бюл. № 8. <https://sis.nipo.gov.ua/uk/search/detail/330460/>

127. Науменко О.М., Тарасенко М., Земсков С., Болгов, М. Травма зовнішньої гілки верхнього гортанного нерва в тиреоїдній хірургії. Clinical Endocrinology and Endocrine Surgery. 3 (Вер 2022), 15–19.
<https://doi.org/10.30978/CEES-2022-3-15>

128. Науменко, О. М., Тарасенко, М. В., & Болгов, М. Ю. (2022). Хірургічне лікування одностороннього паралічу гортані методом інтраопераційної селективної реіннервації в тиреоїдній хірургії. Оториноларингологія, 3–4(5), 51–56. http://ir.library.nmu.com/bitstream/123456789/4527/1/2022_3_51.pdf

129. Рак в Україні, 2021–2022. Захворюваність, смертність, показники діяльності онкологічної служби. Бюлетень Національного канцер-реєстру України. № 24 / гол. ред. О. В. Єфіменко. Київ, 2023. URL: http://www.ncru.inf.ua/publications/BULL_24/index.htm

130. Товкай О. А., Паламарчук В. О., Смолівик Н. В., Нечай О. П., Куць В. В. Рівень паратгормону в ранньому післяопераційному періоді як прогностичний фактор стійких проявів клінічної гіпокальціємії. Клінічна ендокринологія та ендокринна хірургія. 2022. № 3 (79). С. 7–12.
<https://doi.org/10.30978/CEES-2022-3-7>

131. Шідловський В. О., Шідловський О. В., Дивак М.П. Електрофізіологічна ідентифікація та моніторинг нервів гортані при операціях на щитоподібній і прищитоподібних залозах: монографія, Тернопіль: ТНМУ, 2019. – 64 с.

<https://repository.tdmu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/17971/%d0%b5%d0%bb%d0%b5%d0%ba%d1%82%d1%80%d0%b8%d1%87%d0%bd%d0%b0%20%d1%96%d0%b4%d0%b5%d0%bd%d1%82%d0%b8%d1%84%d1%96%d0%ba%d0%b0%d1%86%d1%96%d1%8f%20%d0%bd%d0%b5%d1%80%d0%b2%d1%96%d0%b2%20%d0%b3%d0%be%d1%80%d1%82%d0%b0%d0%bd%d1%96%20%281%29.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

132. Шідловський В., Шідловський О., Дивак А, Привроцький В., Морозович І. Ідентифікація та моніторинг нервів гортані: технології та проблеми. Огляд літератури. Клінічна ендокринологія та ендокринна хірургія, 2024, вип. 1, с. 56 – 64. <https://doi.org/10.30978/CEES-2024-1-56>

133. Шідловський В., Шідловський О., Дивак А., Морозович І., Привроцький В. Оцінка методів ідентифікації та моніторингу нервів гортані. Клінічна ендокринологія та ендокринна хірургія, 2025, вип. 1, с. 27 – 34. <https://doi.org/10.30978/CEES-2025-1-27>

134. Шідловський В.О., Дивак М.П., Шідловський О.В., Козак О.Л., Розновський Я.Р. Пристрій для ідентифікації гортанного нерва. Патент на винахід № 99228 від 25.07.2012. Бюл. № 14/2012. <https://sis.nipo.gov.ua/uk/search/detail/1278327/>

135. Шідловський В.О., Шідловський О. В., Дивак А.М., Привроцький В.М. Інтраопераційний нейромоніторинг у запобіганні травм нервів гортані. Здобутки клінічної і експериментальної медицини. № 2 (Серпень 29, 2022). С. 173 – 177. <https://doi.org/10.11603/1811-2471.2022.v.i2.13148>

136. Шідловський О., Шідловський В., Шеремет М., Дуць, С. Профілактика інтраопераційних травм нервів гортані. Огляд літератури і власні дані. Clinical Endocrinology and Endocrine Surgery. 3 (Вер 2022), 68–77. <https://doi.org/10.30978/CEES-2022-3-68>

ДОДАТОК А

ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ОНТОЛОГІЧНОГО-КЕРОВАНОВОГО МОДУЛЯ ВИБОРУ КОЕФІЦІЄНТІВ МОДЕЛІ

```
# ontomodel.py
from dataclasses import dataclass
from typing import Dict, Tuple, List

import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt

from owlready2 import get_ontology, Thing

Interval = Tuple[float, float]

@dataclass(frozen=True)
class ModelIntervals:
    A0: Interval
    I: Interval
    beta: Dict[str, Interval] # keys: "b0","b1","b2","b3","b4"

def _as_interval(lo: float, up: float) -> Interval:
    return (min(lo, up), max(lo, up))

def load_intervals_from_owl(path_to_owl: str,
                           iri_param_class: str = "ModelParameter",
                           iri_name_dp: str = "hasName",
                           iri_lo_dp: str = "hasLowerBound",
                           iri_up_dp: str = "hasUpperBound") -> ModelIntervals:
    """
    Reads intervals from OWL.
    Expected: individuals of class ModelParameter with data properties:
```

```

- hasName: e.g. "beta0", "beta1", ... "beta4", "A0", "I"
- hasLowerBound, hasUpperBound (floats)
"""

onto = get_ontology(path_to_owl).load()

# Find parameter class
ParamClass = onto.search_one(iri="*#" + iri_param_class) or
onto.search_one(iri="*" + iri_param_class)
if ParamClass is None:
    raise ValueError(f"Cannot find class '{iri_param_class}' in ontology.")

# Find data properties
dp_name = onto.search_one(iri="*#" + iri_name_dp) or onto.search_one(iri="*" +
iri_name_dp)
dp_lo = onto.search_one(iri="*#" + iri_lo_dp) or onto.search_one(iri="*" + iri_lo_dp)
dp_up = onto.search_one(iri="*#" + iri_up_dp) or onto.search_one(iri="*" + iri_up_dp)

if any(x is None for x in [dp_name, dp_lo, dp_up]):
    raise ValueError("Cannot find one of required data properties: "
        f"{iri_name_dp}, {iri_lo_dp}, {iri_up_dp}")

# Collect intervals
raw: Dict[str, Interval] = {}
for inst in ParamClass.instances():
    name_vals = getattr(inst, dp_name.python_name, [])
    lo_vals = getattr(inst, dp_lo.python_name, [])
    up_vals = getattr(inst, dp_up.python_name, [])

    if not name_vals or not lo_vals or not up_vals:
        continue

    pname = str(name_vals[0]).strip()
    lo = float(lo_vals[0]); up = float(up_vals[0])
    raw[pname] = _as_interval(lo, up)

```


Map to model

def require(p: str) -> Interval:

if p not in raw:

raise ValueError(f'Missing parameter '{p}' in ontology.')

return raw[p]

A0 = require("A0")

I = require("I")

beta = {

"b0": require("beta0"),

"b1": require("beta1"),

"b2": require("beta2"),

"b3": require("beta3"),

"b4": require("beta4"),

}

return ModelIntervals(A0=A0, I=I, beta=beta)

def r_model(A: np.ndarray, M: float, A0: float, I: float,

b0: float, b1: float, b2: float, b3: float, b4: float) -> np.ndarray:

"""

Model (2.9):

*r(A,M) = b0 + b1*M + b2*M^2 - (1/b3)*ln((A-A0)/(I*b4))*

"""

*ratio = (A - A0) / (I * b4)*

ratio = np.clip(ratio, 1e-12, None)

*return b0 + b1*M + b2*(M**2) - (1.0/b3)*np.log(ratio)*

def interval_envelope_over_beta(A: np.ndarray, M: float, A0: float, I: float,

beta: Dict[str, Interval]) -> Tuple[np.ndarray, np.ndarray]:

"""

Computes r^- and r^+ as min/max over all "corner" combinations of [beta].

(32 combinations for 5 parameters)

```
"""
```

```
(b0l,b0u) = beta["b0"]
```

```
(b1l,b1u) = beta["b1"]
```

```
(b2l,b2u) = beta["b2"]
```

```
(b3l,b3u) = beta["b3"]
```

```
(b4l,b4u) = beta["b4"]
```

```
corners = [
```

```
    (b0, b1, b2, b3, b4)
```

```
    for b0 in (b0l,b0u)
```

```
    for b1 in (b1l,b1u)
```

```
    for b2 in (b2l,b2u)
```

```
    for b3 in (b3l,b3u)
```

```
    for b4 in (b4l,b4u)
```

```
]
```

```
stack = []
```

```
for (b0,b1,b2,b3,b4) in corners:
```

```
    stack.append(r_model(A, M, A0, I, b0,b1,b2,b3,b4))
```

```
stack = np.vstack(stack)
```

```
r_low = np.min(stack, axis=0)
```

```
r_up = np.max(stack, axis=0)
```

```
return r_low, r_up
```

```
def plot_rA_corridors_mm(intervals: ModelIntervals,
```

```
    M_values: List[float] = [0.2, 0.5, 0.8, 1.0],
```

```
    A_span: Tuple[float, float] = (0.0, 3.0),
```

```
    nA: int = 700,
```

```
    use_common_physical_domain: bool = False) -> None:
```

```
"""
```

Plots 2D curves $r(A)$ with interval corridor for each fixed $M=\max(A(f))$.

Converts r to mm (assumes r in cm -> multiply by 10).

Physical domain restriction: keep only where $r_{\text{low}}(A) \geq 0$.

If use_common_physical_domain=True -> use shared A domain valid for all M curves.

"""

A0_lo, A0_up = intervals.A0

I_lo, I_up = intervals.I

Conservative choice for fixed A0,I in corridor calculations:

- use midpoints or choose worst-case; here use midpoints.

A0 = 0.5(A0_lo + A0_up)*

I = 0.5(I_lo + I_up)*

Amin = A0 + max(1e-3, A_span[0])

Amax = A0 + A_span[1]

A = np.linspace(Amin, Amax, nA)

For optional shared A domain

A_common_max = np.inf

plt.figure()

for M in M_values:

r_low, r_up = interval_envelope_over_beta(A, M, A0, I, intervals.beta)

Physical correctness: corridor must be non-negative

mask = (r_low >= 0.0)

if not np.any(mask):

continue

if use_common_physical_domain:

A_common_max = min(A_common_max, A[mask][-1])

Convert r to mm (cm -> mm)

*r_low_mm = r_low * 10.0*

*r_up_mm = r_up * 10.0*

A_plot = A[mask]

```

plt.fill_between(A_plot, r_low_mm[mask], r_up_mm[mask], alpha=0.18)
# Optional: center curve (mid of corridor)
plt.plot(A_plot, 0.5*(r_low_mm[mask] + r_up_mm[mask]), label=f"max(A(f)) = {M}")

if use_common_physical_domain and np.isfinite(A_common_max):
    plt.xlim(left=Amin, right=A_common_max)
plt.xlabel("Амплітуда акустичного сигналу  $A(r)$ ")
plt.ylabel("Оцінка відстані до ПГН  $r$ , мм")
plt.title(" $r(A)$  за моделлю (2.9) з інтервальними  $[\beta]$  та фізично коректним діапазоном  $A$ ")
plt.grid(True)
plt.legend()
plt.show()

```

ДОДАТОК Б

ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ МОДУЛЯ ФОРМУВАННЯ ОНТОЛОГІЧНИХ ПРАВИЛ

```
# reason_and_export.py
from pathlib import Path
from owlready2 import get_ontology, sync_reasoner_pellet

def run_reasoning_and_save(in_owl: str, out_owl: str) -> None:
    """
    Loads OWL, runs Pellet reasoner (supports SWRL rules),
    saves ontology with inferred facts.
    """
    onto = get_ontology(Path(in_owl).as_uri()).load()

    # Pellet infers SWRL consequences into the ontology (as asserted facts in memory)
    with onto:
        sync_reasoner_pellet(infer_property_values=True, infer_data_property_values=True)

    onto.save(file=out_owl, format="rdxml")

# sparql_extract.py
from dataclasses import dataclass
from typing import Dict, Tuple

from rdflib import Graph, Namespace
from rdflib.namespace import RDF

Interval = Tuple[float, float]

@dataclass
class SelectedConfig:
    mode_iri: str
```

```
paramset_iri: str
params: Dict[str, Interval] # e.g. {"beta0": (lo,up), ...}
```

```
def load_selected_config(owl_path: str, patient_iri: str) -> SelectedConfig:
```

```
    g = Graph()
    g.parse(owl_path)
```

```
    EX = Namespace("http://example.org/onto#") # <-- замініть на ваш namespace
```

```
    # 1) Get recommended mode and its parameter set
```

```
    q1 = """
```

```
    PREFIX ex: <http://example.org/onto#>
```

```
    SELECT ?mode ?ps WHERE {
```

```
        <PATIENT_IRI> ex:recommendedMode ?mode .
```

```
        ?mode ex:usesParameterSet ?ps .
```

```
    } LIMIT 1
```

```
    """.replace("PATIENT_IRI", patient_iri)
```

```
    rows = list(g.query(q1))
```

```
    if not rows:
```

```
        raise ValueError("No recommendedMode/usesParameterSet found. Check SWRL  
inference and links.")
```

```
    mode_iri = str(rows[0]["mode"])

```

```
    ps_iri = str(rows[0]["ps"])

```

```
    # 2) Get all parameter intervals in that parameter set
```

```
    q2 = """
```

```
    PREFIX ex: <http://example.org/onto#>
```

```
    SELECT ?pname ?lo ?up WHERE {
```

```
        <PS_IRI> ex:hasParameter ?param .
```

```
        ?param ex:hasName ?pname .
```

```
        ?param ex:hasLowerBound ?lo .
```

```
        ?param ex:hasUpperBound ?up .
```

```

}

"".replace("PS_IRI", ps_iri)

params: Dict[str, Interval] = {}
for r in g.query(q2):
    pname = str(r["pname"])
    lo = float(r["lo"]); up = float(r["up"])
    params[pname] = (min(lo, up), max(lo, up))
return SelectedConfig(mode_iri=mode_iri, paramset_iri=ps_iri, params=params)

# pipeline.py
from reason_and_export import run_reasoning_and_save
from sparql_extract import load_selected_config

def select_params_for_patient(in_owl: str, out_owl: str, patient_iri: str):
    # 1) run SWRL reasoning and write inferred OWL
    run_reasoning_and_save(in_owl, out_owl)

    # 2) query inferred facts & parameter intervals via SPARQL
    cfg = load_selected_config(out_owl, patient_iri)

    # 3) Extract the intervals you need
    # expected keys: "A0", "I", "beta0", "beta1", "beta2", "beta3", "beta4"
    needed = ["A0", "I", "beta0", "beta1", "beta2", "beta3", "beta4"]
    missing = [k for k in needed if k not in cfg.params]
    if missing:
        raise ValueError(f"Missing parameters in selected set: {missing}")

    return cfg

# Example usage:
# cfg = select_params_for_patient("base.owl", "inferred.owl",
"http://example.org/onto#Patient_001")
# print(cfg.mode_iri, cfg.params["beta3"])

```

ДОДАТОК В

СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Dyvak M., Melnyk A., Tymets V., Dyvak A., Banasik A., Piotrowski K., Wawryszczuk M. Electromyographic Identification of the Recurrent Laryngeal Nerve Using an Integrated Hardware–Software System During Thyroid Surgery. *Applied Sciences* (Switzerland), 2025, Vol. 15 (18), art. no. 10009.

DOI: <https://doi.org/10.3390/app 151810009> (Scopus, Q2).

2. Шідловський В., Шідловський О., Дивак А., Морозович І., Привроцький В. Оцінка методів ідентифікації та моніторингу нервів гортані. *Клінічна ендокринологія та ендокринна хірургія*, 2025, вип. 1, с. 27 – 34.

DOI: <https://doi.org/10.30978/CEES-2025-1-27> (Scopus).

3. Dyvak M., Deikalo I., Tymets V., Dyvak A., Osadchuk D. Concept of applying EMG for the hardware and software complex recurrent laryngeal nerve identification during thyroid surgery. *Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT*, 2025, p. 678 – 682.

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT65614.2025.11185593> (Scopus).

4. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A., Kostyk B., Tyran S., Maslyiak Y. Increasing the Effectiveness of Neural Networks for Recurrent Laryngeal Nerve Identification by Signal Preprocessing. *Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT*, 2025, p. 683 – 687.

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT65614.2025.11185581> (Scopus).

5. Дивак А.М., Мельник А.М. Математична модель процесу поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного втручання та метод її ідентифікації на основі онтологічного підходу. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. Випуск 50, № 2 (грудень 2025), с. 40 – 53.

<https://doi.org/10.31649/1681-7893-2025-50-2-40-53>

6. Шідловський В., Шідловський О., Дивак А., Привроцький В., Морозович І. Ідентифікація та моніторинг нервів гортані: технології та проблеми. *Огляд літератури. Клінічна ендокринологія та ендокринна хірургія*,

2024, вип. 1, с. 56 – 64.

DOI: <https://doi.org/10.30978/CEES-2024-1-56> (Scopus).

7. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A. Laryngeal Nerve Identification during Thyroid Surgery with Automatic Adjustment of Electrical Signal Parameters. International Journal of Computing. Vol. 23 (4), p. 552 – 562, 2024.

DOI: <https://doi.org/10.47839/ijc.23.4.3754> (Scopus, Q3).

8. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A., Shidlovsky V., Osadchuk D., Bukata V. Algorithm and Hardware for Automatic Adjustment of Electric Signal to Identify the Recurrent Laryngeal Nerve. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2024, p. 626 – 630.

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT62333.2024.10712564> (Scopus).

9. Dyvak M., Pasichnyk R., Melnyk A., Dyvak A., Otoo F. Transformation of Mathematical Model for Complex Object in Form of Interval Difference Equations to a Differential Equation. International Journal of Computing. Vol. 22 (2), p. 219 – 224, 2023.

DOI: <https://doi.org/10.47839/ijc.22.2.3091> (Scopus, Q4).

10. Melnyk A., Dyvak A., Pryvrotsky V., Franko Y., Łysik Ł., Shpak V. Information Technology based on an Ontological Approach for Identification of the Recurrent Laryngeal Nerve during Operations on the Neck Organs. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2023, p. 534 – 538.

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT58437.2023.10275656> (Scopus).

11. Shidlovsky V., Shidlovsky O., Dyvak A., Pryvrotsky V., Spivak I. Research of Efficiency of Information Technology of Intraoperative Neuromonitoring in the Prevention of Injuries of Laryngeal Nerves. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2022, p. 406 – 409.

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT54803.2022.9913181> (Scopus).

12. Шідловський В.О., Шідловський О. В., Дивак А.М., Привроцький В.М. Інтраопераційний нейромоніторинг у запобіганні травм нервів гортані.

Здобутки клінічної і експериментальної медицини. № 2 (Серпень 29, 2022). С. 173 – 177.

DOI: <https://doi.org/10.11603/1811-2471.2022.v.i2.13148>

13. Dyvak M., Melnyk A., Kopnický M., Dostalek L., Krytskyi I., Dyvak A. Using an ontological approach for improvement of the interval model in the problem of the recurrent laryngeal nerve identification during thyroid surgery. CEUR Workshop Proceedings. Vol. 3038, 2021, p. 317 – 322.

<https://ceur-ws.org/Vol-3038/short12.pdf> (Scopus).

14. Dyvak M., Porplytsya N., Dyvak A., Shidlovsky O., Osadchuk D., Pryvrotsky V. Interval Model for Assessing the Position of the Recurrent Laryngeal Nerve at the Site of Surgery Wound during Thyroid Surgery. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2021, p. 117 – 120.

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT52158.2021.9548118> (Scopus).

15. Dyvak M., Dyvak A., Osadchuk D., Tymets V., Shidlovsky V., Kovalska L. Information Technology for Recurrent Laryngeal Nerve Identification with Adaptive Adjustment of the Electrophysiological Method. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2020, art. no. 9209012, p. 297 – 301.

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT49673.2020.9209012> (Scopus).

16. Дивак М., Тимець В., Дивак А. Багатофункціональний блок подразнення зворотного гортанного нерва у задачі його ідентифікації. Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. Випуск 38, № 2 (Березень 2020), с. 90 – 99.

DOI: <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2019-38-2-90-99>.

17. Dyvak A., Shidlovsky V., Lazarchuk T., Bohaichuk V., Bohaichuk L., Mochulska O. Parameters of the Electrophysiological Method of Surgical Wound Tissues Stimulation in the software and Technical System of the Recurrent Laryngeal Nerve Identification. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2019, art. no. 8779942, p. 303 – 307.

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACITT.2019.8779942> (Scopus).

18. Shidlovskiy O.V., Sheremet M.I., Shidlovskiy V.O., Dyvak A.M., Maksymyuk V.V., Tkachuk N.P., Chympoi K.A., Honcharuk L.M., Batig V.M., Rynzhuk V.Y., Gresko M.D., Bulik T.S., Rynzhuk L.V. Clinical application and results of the electrophysiological laryngeal nerves identification in surgeries in case of goiter. Archives of the Balkan Medical Union. Vol. 53 (1), p. 23 – 28.

<https://umbalk.org/wp-content/uploads/2018/03/02.CLINICAL-APPLICATION-AND-RESULTS-OF-THE.pdf> (Scopus).

19. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A., Huhul O. Methods and tools for electrophysiological monitoring of recurrent laryngeal nerve monitoring during surgery on neck organs. CEUR Workshop Proceedings. Vol. 2300, p. 54 – 57.

<https://ceur-ws.org/Vol-2300/Paper14.pdf> (Scopus).

20. Dyvak M., Pukas A., Padletska N., Shidlovsky V., Dyvak A. Mathematical models of informative characteristic of tissues in surgical wound at monitoring the recurrent laryngeal nerve by electrophysiological method. 2017 14th International Conference The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics, CADSM 2017 - Proceedings, art. no. 7916074, p. 8 – 12.

DOI: <https://doi.org/10.1109/CADSM.2017.7916074> (Scopus).

21. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A. Application of Convolutional Neural Network for the Task of Recurrent Laryngeal Nerve Identification. Conference Proceedings - 2024 IEEE 17th International Conference on Advanced Trends in Radioelectronics, Telecommunications and Computer Engineering, TCSET 2024, p. 504 – 509.

DOI: <https://doi.org/10.1109/TCSET64720.2024.10755896> (Scopus).

22. Pukas A., Smal V., Dyvak A., Voytyuk I., Deikalo I., Hrynkiv N. Augmented Reality Simulator for Recurrent Laryngeal Nerve Identification during Thyroid Surgery. Proceedings - International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT, 2024, p. 576 – 580.

DOI: <https://doi.org/10.1109/ACIT62333.2024.10712599> (Scopus).

23. Avrunin O.G., Mustetsova E., Zlepko S.M., Zabolotna N.I., Baranovskiy

D.M., Dyvak A.M., Maciejewski M., Bazarbyeva A. Possibilities of apnea diagnostics by fuzzy logic methods. Information Technology in Medical Diagnostics II - Proceedings of the International Scientific Internet Conference on Computer Graphics and Image Processing and 48th International Scientific and Practical Conference on Application of Lasers in Medicine and Biology, 2018, p. 39 – 46.

<https://www.taylorfrancis.com/chapters/edit/10.1201/9780429057618-6/possibilities-apnea-diagnostics-fuzzy-logic-methods-avrunin-mustetsova-zlepko-zabolotna-baranovskiy-dyvak-maciejewski-bazarbayeva?context=ubx&refId=032647ef-fcce-476a-adbc-c5b1f277d425> (Scopus).

24. Vysotska O.V., Besspalov Y.G., Pecherska A.I., Koval S.M., Lytvynova O.M., Dyvak A.M., Maciejewski M., Kalizhanova A. Mathematical simulation of the structure of pulsed arterial pressure relations with vascular damage factors in patients with arterial hypertension. Information Technology in Medical Diagnostics II - Proceedings of the International Scientific Internet Conference on Computer Graphics and Image Processing and 48th International Scientific and Practical Conference on Application of Lasers in Medicine and Biology, 2018, p. 47 – 52.

<https://www.taylorfrancis.com/chapters/edit/10.1201/9780429057618-7/mathematical-simulation-structure-pulsed-arterial-pressure-relations-vascular-damage-factors-patients-arterial-hypertension-vysotska-besspalov-pecherska-koval-lytvynova-dyvak-maciejewski-kalizhanova> (Scopus).

25. Dyvak M., Dyvak A., Tymets V., Cegielski M. Information technology for electrophysiological approach of recurrent laryngeal nerve identification during surgery on neck organs. Proceedings of 2018 19th International Conference Computational Problems of Electrical Engineering, CPEE 2018, p. 1 – 4.

DOI: <https://doi.org/10.1109/CPEE.2018.8506940> (Scopus).

26. Dyvak M., Tymets V., Brych V., Dyvak A., Shidlovsky V. Tools for the recurrent laryngeal nerve stimulation in the tasks of its monitoring. International Conference on Perspective Technologies and Methods in MEMS Design, p. 215 – 218.

DOI: <https://doi.org/10.1109/MEMSTECH.2018.8365736> (Scopus).

27. Дивак А.М. Особливості передачі електричних сигналів нервовими тканинами та їх моніторинг в процесі хірургічних операцій. Матеріали Всеукраїнської конференції з міжнародною участю. «Сучасні комп'ютерні інформаційні технології», Тернопіль 2017, с. 19 – 20.

<https://api.dspace.wunu.edu.ua/api/core/bitstreams/9b7d0e97-54d8-475d-b342-7830d58b8916/content>

28. Krepych S., Dyvak A., Dyvak M., Spivak I. The method of providing of functional suitability of elements of the device of formation of signal in electrophysiological way of classification tissues surgical wound. 2017 13th International Conference Perspective Technologies and Methods in MEMS Design, MEMSTECH 2017 - Proceedings, art. no. 7937562, p. 183 – 186.

DOI: <https://doi.org/10.1109/MEMSTECH.2017.7937562> (Scopus).

29. Дивак М.П., Дивак А.М., Шідловський О.В. Електричні властивості зворотного гортанного нерва та його моніторинг в процесі операції на щитоподібній залозі. Сучасні комп'ютерні інформаційні технології: Матеріали VI Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів ACIT'2016. Тернопіль: ТНЕУ 2016, с. 33 – 34.

<https://api.dspace.wunu.edu.ua/api/core/bitstreams/8d68f7f0-6909-44c6-bdd6-0b40d19f6f34/content>

30. Дивак М.П., Падлецька Н.І., Дивак А.М., Ковальська Л.Й. Модель електропровідності тканин хірургічної рани під час операції на щитоподібній залозі у вигляді замісної електричної схеми. Сучасні комп'ютерні інформаційні технології: Матеріали V Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів ACIT'2015. Тернопіль: ТНЕУ 2015, с. 18 – 20.

https://acit.tech/Download/Tezy_ACIT'2015.pdf

31. Дивак М.П., Пукас А.В., Тимець В.І., Дивак А.М. Спосіб ідентифікації гортанного нерва з інших тканин хірургічної рани при проведенні хірургічних операцій на щитоподібній залозі. Патент України на корисну модель № 124989 від 25.04.2018. Бюл. № 8.

<https://sis.nipo.gov.ua/uk/search/detail/330460/>

ДОДАТОК Г

АКТИ ВПРОВАДЖЕНЬ РЕЗУЛЬТАТІВ ДИСЕРТАЦІЙНОГО ДОСЛІДЖЕННЯ

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Головний лікар Тернопільської
міської комунальної лікарні
швидкої допомоги

Чайківський Я.Ф.

_____ 2025 р.



про впровадження результатів дисертаційної роботи

Дивака Андрія Миколайовича

**«Математичне та програмне забезпечення підтримки нейромоніторингу
під час операції на щитоподібній залозі»**

У процесі проведення хірургічних операцій на щитоподібній залозі використано результати дисертаційної роботи аспіранта кафедри комп'ютерних наук Західноукраїнського національного університету Дивака Андрія Миколайовича, а саме:

- інтервальну математичну модель поширення електричного потенціалу в тканинах операційної рани під час подразнення їх імпульсним електричним струмом та формування реакції на подразнення голосових зв'язок у вигляді акустичного сигналу, яка забезпечує зниження ризику пошкодження поворотного гортанного нерва в процесі хірургічного втручання на щитоподібній залозі;

- метод та алгоритм програмного налаштування частоти слідування імпульсів електричного струму, яким подразнюють тканини поля хірургічного втручання, що забезпечує підвищення чутливості тканин до подразнення і в цілому зниження ризику пошкодження поворотного гортанного нерва;

- інформаційну технологію, архітектуру програмного і апаратного забезпечення пристрою та сам пристрій підтримки інтраопераційного моніторингу, які у сукупності забезпечують підвищення точності класифікації тканин та зниження ризику ушкодження поворотного гортанного нерва.

Під час використання пристрою моніторингу поворотного гортанного нерва в області хірургічного втручання не виявлено жодного випадку його пошкодження під час хірургічної операції.

Відповідальний за впровадження,
завідувач хірургічним відділенням
Тернопільської міської комунальної
лікарні швидкої допомоги, кандидат
медичних наук, доцент кафедри загальної
хірургії ТНМУ ім. І.Я.Горбачевського,
Заслужений лікар України

Осадчук Д.В.



«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Директор медичного центру «Віта Сана»



АКТ

про впровадження результатів дисертаційної роботи

Дивака Андрія Миколайовича

«Математичне та програмне забезпечення підтримки нейромоніторингу під час операції на щитоподібній залозі»

У процесі проведення хірургічних операцій на щитоподібній залозі використано результати дисертаційної роботи аспіранта кафедри комп'ютерних наук Західноукраїнського національного університету Дивака Андрія Миколайовича, а саме:

- програмне та апаратне забезпечення пристрою підтримки інтраопераційного моніторингу нервів гортані, які на відміну від існуючих забезпечують адаптивне та програмне налаштування частоти імпульсного струму для подразнення тканин поля хірургічного втручання та обчислення відстані від точки подразнення до нервів гортані на основі математичної моделі поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного втручання та формування акустичного сигналу, що у сукупності забезпечує підвищення точності класифікації тканин та зниження ризику ушкодження нервів гортані;
- інформаційну технологію інтраопераційного моніторингу, яка на відміну від існуючих побудована на програмно-апаратному комплексі з функціями налаштування частоти імпульсного струму для подразнення тканин поля хірургічного втручання та обчислення відстані від точки подразнення до нервів гортані, що у сукупності знизило ризик їх пошкодження під час операції на щитоподібній залозі у 2,5 разів.

Відповідальний за впровадження, доктор медичних наук, професор, професор кафедри загальної хірургії ТНМУ ім. І. Я. Горбачевського



Шідловський О.В.



МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

ЗАХІДНОУКРАЇНСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

вул. Львівська, 11, м. Тернопіль, 46009; тел./факс +380 (352) 51-75-75;
www.wunu.edu.ua; rektor@wunu.edu.ua; ідентифікаційний код за ЄДРПОУ 33680120

№ 126-27/2940

29 грудня 2025



ЗАТВЕРДЖУЮ

Проректор з науково-педагогічної роботи
Західноукраїнського національного
університету, к.е.н., доцент
Віктор ОСТРОВЕРХОВ

АКТ

про впровадження в освітній процес Західноукраїнського національного
університету результатів дисертаційної роботи

Дивака Андрія Миколайовича

на тему: «Математичне та програмне забезпечення підтримки
нейромоніторингу під час операції на щитоподібній залозі»

Даний акт складений про те, що результати дисертаційної роботи здобувача ступеня доктора філософії Дивака Андрія Миколайовича на тему: «Математичне та програмне забезпечення підтримки нейромоніторингу під час операції на щитоподібній залозі» використані в освітньому процесі кафедри комп'ютерних наук факультету комп'ютерних інформаційних технологій Західноукраїнського національного університету, зокрема під час підготовки студентів спеціальності 121 – Інженерія програмного забезпечення. При викладанні дисциплін «Архітектура та проєктування програмного забезпечення» та «Об'єктно-орієнтоване програмування» розглядаються методи побудови архітектури системи та програмної реалізації модулів, тоді як у рамках курсу «Бази даних і знань» розглядаються методи збереження та обробки даних, що передаються через потокові сокети.

Декан факультету комп'ютерних
інформаційних технологій,
к.т.н., доцент

Ігор ЯКИМЕНКО

Завідувач кафедри комп'ютерних наук,
д.т.н., професор

Андрій ПУКАС



МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАХІДНОУКРАЇНСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

46009, Україна, м. Тернопіль, вул. Львівська, буд. 5А, тел. (0352) 51-75-52

№ 21/ 102-2025

« 15 » 12 20 25 року

ДОВІДКА про участь у виконанні НДР

Видана **ДИВАКУ Андрію Миколайовичу** про участь у виконанні науково-дослідної роботи Західноукраїнського національного університету. Зокрема, у 2023-2025 роках долучився до виконання НДР в межах основного робочого часу професорсько-викладацького персоналу, докторантів, аспірантів та здобувачів наукового ступеня кафедри комп'ютерних наук «Методи та програмні засоби для ідентифікації інтервальних моделей складних систем» (державний реєстраційний номер 0122U000627).

Начальник
науково-дослідної частини



Віта СЕМАНЮК